

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Виробництва приладів**

«На правах рукопису»

УДК _____

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ Тимчик Г. С.

«__» _____ 20__ р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
на тему: «Оптичний неінвазивний глюкометр»**

Виконав:

студент VI курсу, групи ПБ-62м

Купрій Олексій Ігорович _____

Керівник:

К. т. н., доцент

Безуглий М. О. _____

Консультант з розробки стартап проекту:

К. е. н., доцент

Бояринова К. О. _____

Рецензент:

Д. т. н., професор

Коробко І. В. _____

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць
інших авторів без відповідних
посилань.

Студент _____

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Приладобудівний факультет
Виробництва приладів**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-науковою програмою

Спеціальність – **152 Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка**

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Тимчик Г. С.

«___» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Купрію Олексію Ігоровичу

1. Тема дисертації «Оптичний неінвазивний глюкометр», науковий керівник дисертації Безуглий Михайло Олександрович, к. т. н., доцент, затверджені наказом по університету від «___» _____ 20__ р. № _____
2. Термін подання студентом дисертації _____
3. Об'єкт дослідження - процеси поширення оптичного випромінювання в біологічних тканинах в умовах *in vivo*.
4. Предмет дослідження - оптична неінвазивна еліпсоїдальна глюкометрія.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити - 1. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів для неінвазивної діагностики рівня цукру в крові; 2. Обґрунтувати необхідність та переваги застосування принципів еліпсоїдальної фотометрії в діагностиці концентрації глюкози в крові; 3. Вдосконалити метод неінвазивного еліпсоїдального глюкометричного

аналізу та розробити математичну модель взаємозв'язку зареєстрованих оптичних коефіцієнтів з рівнем цукру в крові; 4. Обґрунтувати вибір елементної бази на основі схемотехнічного та оптико-електронного моделювання роботи оптичного неінвазивного глюкометра; 5. Розробити методику функціонування приладу що використовує аналітичну основу зазначеного методу; 6. Створити прототип приладу та дослідити його вихідні характеристики.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу – схема електрична принципова, функціональна схема приладу, результати досліджень, експериментальна установка та ін.

7. Орієнтовний перелік публікацій - наукова стаття в фаховому виданні, один патент на корисну модель, 4 тези, 6 публікацій.

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проекту	Бояринова К. О., к. е. н., доцент		

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Обґрунтування актуальності теми дослідження.	1.03.2017	
2.	Формулювання мети та задач дослідження.	9.03.2017	
3.	Визначення об'єкту та предмету дослідження.	15.03.2017	
4.	Огляд методів та засобів діагностики наявності глюкози в крові. Сучасний стан та проблеми.	20.03.2017	
5.	Апаратна реалізація дослідження наявності глюкози в крові.	30.03.2017	
6.	Виготовлення та пошук необхідних оптичних елементів	2.04.2017	
7.	Розробка електричної схеми та друкованих плат для приладу	9.04.2017	
8.	Розробка алгоритму та програмна реалізація	16.04.2017	
9.	Перевірка оптичних елементів на вихідні параметри	20.04.2017	
10.	Проведення досліджень. Обробка отриманих результатів.	26.04.2017	
11.	Обробка, аналіз та висновки за результатами досліджень.	3.05.2017	
12.	Написання висновків та рекомендацій до роботи	7.05.2017	
13.	Розробка стартап-проекту	10.05.2017	
14.	Оформлення ілюстративного матеріалу пояснювальної записки.	14.06.2017	

Студент _____ Купрій О. І.

Науковий керівник дисертації _____ Безуглий М. О.

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: 96 сторінок.

Кількість ілюстрацій: 48 ілюстрацій.

Кількість таблиць: 39 таблиць.

Кількість джерел за переліком посилань: 17 джерел.

Актуальність теми дослідження.

На сьогоднішній день у сучасному суспільстві гостро стоїть проблема захворювання на цукровий діабет та його діагностика за допомогою різноманітних методів і пристроїв.

Існує дуже багато технічних засобів і методів, що лежать в їх основі, для визначення рівня концентрації цукру в крові або плазмі людини. Методи інвазивного визначення кількості цукру в крові вже досить розвинені і широко використовуються як в клінічній практиці, так і в домашніх умовах. Неінвазивне визначення концентрації глюкози в крові, на сьогодні залишається проблемою, так як не існує одного загальноприйнятого підходу для побудови приладів, які б працювали на даному методі.

Однією з головних проблем інвазивної діагностики крові на наявність цукру, є те, що при заборі зразка на аналіз проводиться прокол шкірного покриву, що і викликає механічне пошкодження, а отже не виключається можливість отримати зараження. Отже, кращим способом для зниження ризику отримання хвороби є застосування для діагностики концентрації глюкози в крові неінвазивного методу, зокрема оптичного.

Багато вчених займалися даною проблемою (Тучин В. В., Башкатов А. Н., Геніна О. А. та інші) і їм вдалося досягти непоганих результатів і отримати дуже важливі дані для подальшої розробки приладів для неінвазивного контролю рівня цукру в крові. Завдяки їхнім дослідженням можна побачити, що для визначення концентрації необхідно використовувати оптичні параметри епідермісу, дерми, крові та ін.,

застосовувати або метод, який спрямований на поглинання світла, або на відбиття його від біологічного об'єкту.

Недоліки даного методу при побудові технічних засобів полягають в наступному: висока похибка отриманих результатів, через некоректність застосування або методу поглинання, або методу відбиття світла, для визначення концентрації цукру в крові; через невірне застосування математичних і фізичних законів для обробки отриманого сигналу з приймача; вибір невірної довжини хвилі, для того аби зафіксувати саме глюкозу, та ін.

Актуальність роботи полягає у розробці приладу для неінвазивної діагностики наявності глюкози в крові, який використовує метод поглинання світла, а також метод відбиття світла, для отримання результатів з двох фотоприймачів і порівняння їх з еталонними значеннями. Також в приладі застосовуються еліпсоїдальні рефлектори, для збору якомога більше світла на фотоприймачах. Виходячи з цього підвищується точність отриманих результатів, а отже розробка даного приладу є актуальною задачею.

Метою роботи є підвищення точності оптичного неінвазивного визначення рівня цукру в крові шляхом вдосконалення методу еліпсоїдальної фотометрії біологічних середовищ.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Здійснити порівняльний аналіз основних методів та засобів для неінвазивної діагностики рівня цукру в крові.
2. Обґрунтувати необхідність та переваги застосування принципів еліпсоїдальної фотометрії в діагностиці концентрації глюкози в крові.
3. Вдосконалити метод неінвазивного еліпсоїдального глюкометричного аналізу та розробити математичну модель взаємозв'язку зареєстрованих оптичних коефіцієнтів з рівнем цукру в крові.
4. Обґрунтувати вибір елементної бази на основі схемотехнічного та оптико-електронного моделювання роботи оптичного неінвазивного глюкометра.
5. Розробити методику функціонування приладу що використовує аналітичну основу зазначеного методу.
6. Створити прототип приладу та дослідити його вихідні характеристики.

Об'єкт дослідження – процеси поширення оптичного випромінювання в біологічних тканинах в умовах *invivo*.

Предмет дослідження– оптична неінвазивна еліпсоїдальна глюкометрія.

Методи дослідження – методи оптики світлорозсіювання біологічних середовищ, методи схемотехніки, фотоніки та програмування.

Наукова новизна – розроблено прилад для неінвазивної діагностики наявності глюкози в крові із застосуванням нових технологічних рішень, а

саме з використанням еліпсоїдальних рефлекторів, які значно підвищують точність необхідного нам результату.

Практична цінність – створено неінвазивний оптичний глюкометр, що дозволяє використовувати його в якості альтернативи, а в подальшому і повної заміни існуючих приладів для інвазивної діагностики.

Апробація результатів дисертації

Результати досліджень отримані в даній магістерській дисертації були оприлюднені на:

- 10-ая международная научно-техническая конференция молодых ученых и студентов, Минск, 26–28 апреля 2017 г;
- XV Міжнародна науково-технічна конференція “Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об’єктів” Посвідчення Укр ІНТЕІ № 574 від 02.11.15 р. м. Кременчук 4–6 листопада 2016 року;
- X МЕЖДУНАРОДНАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ "ПРИБОРОСТРОЕНИЕ - 2017", Минск, 01-03 ноября 2017 г.
- VI Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів «АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» № 222 згідно плану МОНУ 16-17 листопада 2017 року ТЕРНОПІЛЬ, Україна;
- XI Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15 – 16 травня 2018 р., м. Київ, Україна.

Публікації

1. О. І. Купрій ПРО МОЖЛИВІСТЬ ПОБУДОВИ ОПТИЧНОГО ГЛЮКОМЕТРА НА ПРИНЦИПАХ ЕЛІПСОЇДАЛЬНОЇ ФОТОМЕТРІЇ,
- М. О. Безуглий, О. І. Купрій // XV Міжнародна науково-технічна

- конференція “Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об’єктів” м. Кременчук 4–6 листопада 2016 року//с. 129
2. Kuprii, A. I. To the non-invasive optical control of glucose level / A. I. Kuprii // Новые направления развития приборостроения : материалы 10-й международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов, Минск, 26–28 апреля 2017 г. : в 2 т. / Белорусский национальный технический университет ; ред кол.: О. К. Гусев [и др.]. – Минск, 2017. – Т. 1. - С. 165.
 3. Куприй, А. И. Неинвазивный оптический глюкометр с эллипсоидальными рефлекторами / А. И. Куприй, М. А. Безуглый // Приборостроение - 2017 : материалы 10-й Международной научно-технической конференции, 1-3 ноября 2017 года, Минск, Республика Беларусь / Белорусский национальный технический университет ; редкол.: О. К. Гусев [и др.]. - Минск : БНТУ, 2017. - С. 383-385.
 4. Купрій О. І. Конструктивні особливості біомедичних фотометрів для неінвазивного контролю глюкози / О. І. Купрій // Збірник тез доповідей VI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів „Актуальні задачі сучасних технологій“, 16-17 листопада 2017 року. — Т. : ТНТУ, 2017. — Том 1. — С. 127–128.
 5. Купрій О. І. Передумови розробки неінвазивного оптичного глюкометру з еліпсоїдальними рефлекторами/ О. І. Купрій// «Погляд у майбутнє приладобудування» XI Міжнародна науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених, 15-16 травня 2018року. - КПІ
 6. патент

Ключові слова: глюкоза, неінвазивний глюкометр, еліпсоїдальний рефлектор, пропускання світла, відбиття світла, приймач випромінювання, випромінювач

ЗМІСТ

	стор.
Перелік умовних позначень, символів, скорочень і термінів.....	11
Вступ.....	12
I РОЗДІЛ. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА.....	13
1.1 Глюкоза і діагностика діабету.....	13
1.2 Методи спектроскопії.....	15
1.2.1. Дослідження крові оптичними методами.....	19
1.2.2. Аналіз існуючих приладів.....	20
1.3 Аналіз патентних джерел.....	25
Висновки по I розділу.....	34
II РОЗДІЛ. РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ПРИЛАДУ.....	35
2.1 Розробка функціональної схеми приладу.....	35
2.2 Конструювання оптичного неінвазивного глюкометра.....	37
2.2.1 Технологія отримання еліпсоїдальних рефлекторів.....	37
2.2.2 Виготовлення деталей для приладу.....	41
2.2.3 Вибір приймачів випромінювання.....	43
2.2.4 Вибір джерела випромінювання.....	44
2.3 Схемотехнічне моделювання роботи глюкометра.....	45
2.4 Проектування і виготовлення друкованих плат для приладу.....	47
2.5 Особливості складання приладу.....	49
2.5.1 Монтаж електричних плат та процес збирання приладу.....	49
2.5.2 Юстирування оптичної системи тубусу.....	53
2.6 Розробка алгоритму і коду керуючої програми.....	55
Висновки по II розділу.....	59
III РОЗДІЛ. ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ І ОБРОБКА ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ.....	60
3.1 Перевірка вихідних значень напруги на фотодіодах.....	60
3.2 Калібрування і налаштування приладу.....	64
3.3 Методика використання приладу.....	67
Висновки по III розділу.....	70
IV РОЗДІЛ. РОЗРОБКА СТАРТАП – ПРОЕКТУ.....	71
4.1 Мета та завдання розділу.....	71
4.2 Зміст розділу.....	72
4.3 Опис ідеї проекту.....	72
4.4 Технологічний аудит ідеї проекту.....	75
4.5 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	76
4.6 Розроблення ринкової стратегії проекту.....	84
Висновки по IV розділу.....	88
Висновки.....	89
Список використаних джерел.....	90
Додатки	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

БО – біологічний об'єкт

ФД – фотодіод

ЛД – лазерний діод

ФЧЕ – фото чутливий елемент

ЕР – еліпсоїдальний рефлектор

СФ – смуговий фільтр

БКіОІ – блок керування і обробки інформації

ВСТУП

Застосування оптичного випромінювання зайняло вагоме місце в техніці, а саме в медичній діагностиці. Взаємозв'язок оптичного випромінювання і біологічного середовища несе за собою такі поняття як поглинання, відбиття, розсіювання. Ці всі явища несуть інформацію про структуру і параметри об'єктів дослідження.

Для діагностики наявності глюкози в крові застосовуються два методи: інвазивний та неінвазивний. При інвазивному методі проводиться аналіз безпосередньо крові, яка береться у пацієнта шляхом механічного пошкодження шкіри, і виконується просвітлення самої проби.

При неінвазивних методах виконується засвічення всього об'єкту, включаючи епідерміс, дерму, підшкірний жир та ін., а також крові. Проблема, яка виникає при застосуванні даного методу полягає у врахуванні таких оптичних параметрів біологічного об'єкту, як μ_a – коефіцієнт поглинання, μ_s – коефіцієнт розсіювання, а також фактор анізотропії g . За допомогою цих коефіцієнтів можна оцінити, якими будуть вихідні дані для створення аналітичної моделі, а в подальшому і діючої моделі приладу.

І РОЗДІЛ. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Проблема цукрового діабету дуже гостро стоїть в сучасному суспільстві, а значить є необхідність у створенні приладів для контролю глюкози. Більшість сучасних приладів використовують інвазивний принцип діагностики, але для зручності можливе створення пристроїв, в основу роботи яких покладено неінвазивний метод визначення концентрації. Неінвазивний підхід до проведення дослідження дає змогу відмовитися від найбільшого дискомфорту при проведенні інвазивного дослідження, а саме механічного пошкодження шкіри.

На сьогоднішній день існують такі типи глюкометрів:

- фотометричні; рівень глюкози в крові людини визначається в залежності від забарвлення тест-зони. Забарвлення виникає як реакція глюкози і спеціальної речовини, яка нанесена на тест-смужку. Технологія цих приладів, розроблених досить давно, вже застаріла.
- електромеханічні; показник рівня цукру вимірюється величиною струму. Вона з'являється при взаємодії глюкози і спеціальних речовин в тест-смужках. Це нові покоління приладів.

1.1 Глюкоза і діагностика діабету

Глюкоза - це простий цукор, який слугує організму основним джерелом енергії. Вуглеводи, що вживаються людиною розщеплюються на глюкозу та інші прості цукри, які засвоюються тонким кишечником і надходять в кров.

Більшості клітин організму глюкоза потрібна для вироблення енергії. Мозку ж і нервовим клітинам вона потрібна не тільки як джерело енергії, але і як регулятор їх діяльності, оскільки вони можуть функціонувати, тільки якщо вміст глюкози в крові досягає певного рівня. Організм може використовувати глюкозу завдяки інсуліну - гормону, що виробляється підшлунковою залозою. Він регулює рух глюкози з крові в клітини організму, примушуючи їх накопичувати надлишок енергії у вигляді короточасного резерву - глікогену або у формі тригліцеридів, що

відкладаються в жирових клітинах. Людина не може жити без глюкози і без інсуліну, вміст яких в крові має бути збалансовано.

У нормі вміст глюкози в плазмі крові злегка зростає після їжі, при цьому секретується інсулін та знижує її концентрацію. Рівень інсуліну залежить від обсягу і складу прийнятої їжі. Якщо концентрація глюкози в крові падає дуже низько, що може траплятися після декількох годин голодування або після інтенсивної фізичної роботи, то виділяється глюкагон (ще один гормон підшлункової залози), який змушує клітини печінки трансформувати глікоген назад в глюкозу, тим самим підвищуючи в крові її вміст.

Підтримка норми глюкози в крові має вкрай важливе значення. Коли механізм зворотного зв'язку «глюкоза-інсулін» працює справно, вміст глюкози в крові залишається досить стабільним. Якщо ж цей баланс порушується і рівень цукру в крові зростає, то організм прагне відновити його, по-перше, виробленням більшої кількості інсуліну, а по-друге, виведенням глюкози з сечею [1].

Крайні форми гіпер- і гіпоглікемії (надлишку та нестачі глюкози) можуть загрожувати життю хворого, викликаючи порушення роботи органів, пошкодження мозку і кому. Для людини існують наступні межі глюкози: від 3 ммоль/л до 30ммоль/л. Якщо показання цукру перевищують верхню межу або будуть менше за нижню межу, то це може призвести до негативних наслідків або навіть до смерті.

Структуру глюкози показано на рисунку 1.1. Вона показує як саме взаємодіють молекули і атоми в даній речовині.

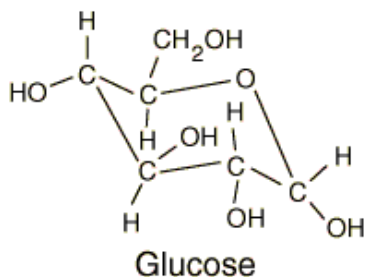


Рисунок 1.1. Структура глюкози [2].

Цукровий діабет розділяється на 2 типи [3]:

- діабет II типу: людина має можливість підтримувати необхідний рівень цукру в крові за допомогою правильного харчування, прийняття медикаментозних препаратів (не інсуліну), а також правильного стилю життя;
- діабет I типу: підтримка необхідного рівня цукру здійснюється не тільки правильним харчуванням і здоровим образом життя, але у хворих є необхідність вводити інсулін, для зрівноваження зв'язку «глюкоза-інсулін».

1.2 Методи спектроскопії

Спектроскопічні методи використовуються для визначення наявності або концентрації речовини шляхом вимірювання її взаємодії зі світлом. При поглинанні світла, при проходженні через матеріал, кількість втрат світла називається «абсорбцією». При певних обставинах, речовини можуть також випромінювати світло. Такий процес називається "випромінюванням". Коли кількість поглинання, передачі, або випромінювання переноситься на графік довжин хвиль, тоді отримана крива називається "спектром". Кожен матеріал має конкретний та унікальний спектр, в залежності від його хімічної структури, фізичного стану і температури [4].

Мабуть, найбільш складною для вивчення є зона ближньої інфрачервоної спектроскопії. В ближній інфрачервоній області, де світло не проникає в тканини, інтенсивність смуг пропускання значно знижується, ніж в середній інфрачервоній області. Для практичних цілей в ближній інфрачервоній області світла обирають довжини хвиль світла від 600 нм до 2500 нм. Видиме світло, як правило, захоплює межі від 400 до 700 нм, але для отримання інформації про наявність глюкози область нижче 700 нм не цікава для дослідження.

Смуги поглинання ближньої інфрачервоної області, як правило, в 10-100 разів слабші, ніж відповідні фундаментальні смуги поглинання середнього інфрачервоного випромінювання. Ця слабка природа ближньої

інфрачервоної області поглинання насправді має аналітичну перевагу, так як дозволяє здійснювати прямий аналіз сильно поглинаючих речовин. Смуги поглинання ближньої інфрачервоної області дуже широкі (ширина смуги 50-100 нм) і перекриваються на високому рівні [5].

У спектральній ближній інфрачервоній області, світлорозсіююча ефективність і поглинаюча здатність зростає з довжиною хвилі в той час як перекриття смуг і зменшення глибини проникнення з довжиною хвилі знижується.

Для отримання спектрів ближньої інфрачервоної області, зібраних в будь-якому режимі вимірювання, часто буває важко визначити унікальні спектральні особливості, пов'язані з окремими хімічними компонентами [6].

У середній інфрачервоній області, як правило, розглядаються межі від 2,5 до 16 мкм. Еквівалентна область у хвильовому числі становить приблизно від 600 до 4000 см^{-1} . Дана методика вивчена для неінвазивного вимірювання глюкози, але вона і досі не зайняла відповідної ніші у дослідженнях [7].

Для будь-якого матеріалу з температурою вище абсолютного нуля має місце поняття "чорнотільного" випромінювання, а область довжин хвиль визначається температурою об'єкта. Так як молекули глюкози і поглинають і випромінюють світло в області 1000 см^{-1} , тому існує ймовірність того, що даний метод може використовуватись для діагностичних цілей. Найперше, де задіяли цей метод, це було виявлення середньої інфрачервоної області спектра з використанням випромінювання від барабанної перетинки у вушному каналі.

Світло, яке розсіюється від молекули в основному має пружне розсіювання, тобто, падаючі і розсіяні фотони мають однакову енергію. Існує невелика вірогідність того, що фотон розсіюється непружно, в результаті чого можливі втрати енергії розсіяного фотона. Це непружне розсіювання було виявлено Раманом і Крішною.

Комбінаційне розсіювання є когерентним одностадійним процесом, в якому відбувається заміна одного фотона на інший через взаємодію з

молекулою. Різниця в енергії між падаючим і розсіяним фотонами дорівнює різниці енергій між початковим і кінцевим коливальними станами молекули. Втрати фотонної енергії називаються стокс-комбінаційним розсіюванням, а посилення енергії фотона називається анти-стокс-комбінаційним розсіювання [8]. З точки зору квантової теорії, комбінаційне розсіювання світла представлено на рисунку 1.2.

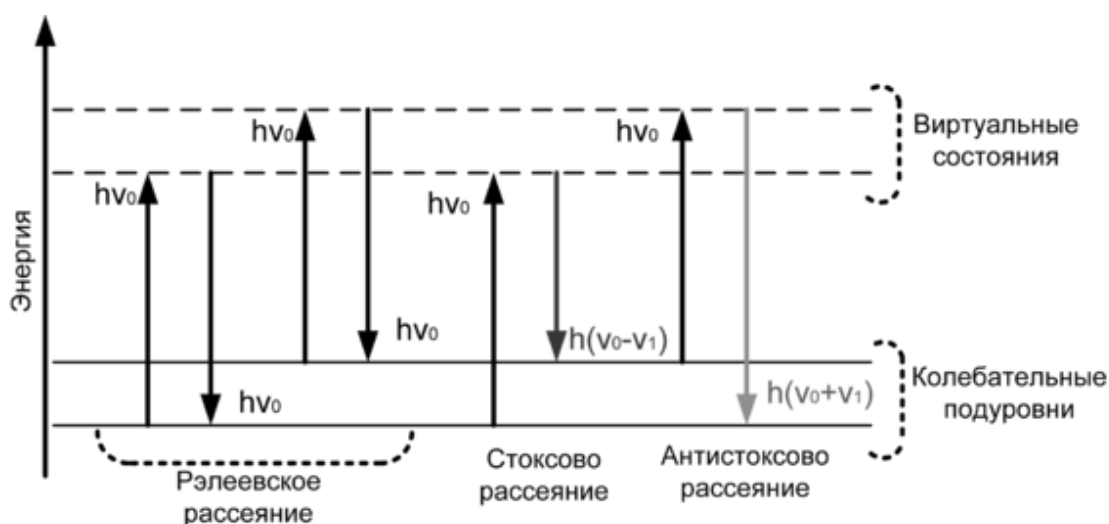


Рисунок 1.2. Представлення комбінаційного розсіювання в квантовій теорії

Мало з областей довжин хвиль вище середньої інфрачервоної області були вивчені, за винятком того, що тепер називають "терагерцовою спектроскопією". З діапазоном довжин хвиль приблизно від 1 до 100 см^{-1} , ця область може дати значимі дані для чистих сполук або сумішей.

Оптоакустичний метод з наукової точки зору є цікавим, але до сих пір не особливо використовуваним і корисним методом. У ранніх версіях техніки, модульований світловий промінь був використаний для освітлення зразка, що міститься в герметичній камері з чутливим мікрофоном. Більш сучасні системи використовують імпульсне лазерне випромінювання, яке є набагато більш інтенсивним [9].

Незважаючи на те, що глюкоза поглинає енергію і в середньому, і в ближньому інфрачервоному діапазоні, на цих же довжинах хвиль поглинає енергію і ряд інших з'єднань. Таким чином, не існує однієї, специфічної

тільки для глюкози, довжини хвилі, на якій спостерігається максимум поглинання. Аналізу повинен бути підданий весь спектр поглинання чи відбиття складної рідини (крові), що представляє собою сумарні інтенсивності поглинання чи відбиття речовин, що входять до складу крові. Складність полягає в тому, як виділити концентрацію окремої речовини (наприклад, глюкози) зі спектру багатокomпонентної рідини, обтяженої, крім цього, особливостями проходження світла крізь шкірний покрив [10].

Найбільш поширеним місцем для пошуку глюкози за методом обертової оптики знаходиться в передній камері ока (простір між рогівкою і райдужною оболонкою ока). Так як рогівка прозора, то теоретично можливо передати поляризоване світло через неї, щоб визначити, кількість глюкози, яка присутня в рідині.

Як було описано вище, коли світло проходить через тканини (або направляється на них і відбивається від них), воно сильно розсіюється, і якщо деяка кількість променів і увійде в тканину, то вони, коли вийдуть з неї, то будуть сильно зачумлені, що призведе до спотворення результату. Цей метод заснований, в значній мірі, на різниці показників заломлення між рідиною і клітинною стінкою, і показник заломлення рідини, залежить від кількості глюкози в даний момент. У цьому підході, чим більша концентрація глюкози в рідині, тим збільшується значення заломлення, і розсіювання зменшується. Основний недолік полягає в тому, що концентрації багатьох інших речовин, також різняться, і ці зміни також викликають зміни показника заломлення рідини [11].

З оптичної точки зору біотканини (включаючи і біорідини: кров, лімфа та ін.) можна розділити на два великих класи:

1. сильно розсіюючі (оптично мутні), такі як шкіра, мозок, стінка судини, кров, склера, оптичні властивості яких можуть бути достатньо вдало описані в моделі багатократного розсіяння скалярних хвиль у випадково – неоднорідному середовищі з поглинанням;

2. слабо розсіюючи (прозорі), такі як тканини переднього зрізу ока (рогівка, кришталік), оптичні властивості яких описуються в моделі однократного (або малократного) розсіювання упорядкованого середовища з щільним упакуванням розсіювачів, які містять поглинаючі центри [11].

1.2.1. Дослідження крові оптичними методами

В якості об'єкта дослідження при спектроскопічних вимірах рівня глюкози в крові можуть виступати губи, язик, крила носа, щоки, пальці і т. д. В основі спектроскопічних методів визначення рівня глюкози в крові лежить порівняння інтенсивності пучка електромагнітного випромінювання до і після його взаємодії з біологічними тканинами. Основною проблемою при вимірах в цій області спектра є сильне поглинання ІЧ- випромінювання водою, а також те, що спектральні зміни, викликані зміною концентрації глюкози, занадто незначні в порівнянні із змінами спектра вносяться флуктуаціями концентрацій інших речовин або протіканням тих чи інших фізіологічних процесів. Все це створило проблеми при інтерпретації отриманих результатів вимірювань.

Принцип фотоакустичного вимірювання фізичних параметрів рідинних середовищ полягає в направленому впливі на них модульованого пучка електромагнітного випромінювання і подальшої реєстрації амплітуди акустичної хвилі, що генерується внаслідок періодичного розширення і стиснення середовища. Амплітуда акустичної хвилі прямо пропорційна щільності абсорбованої енергії. Фотоакустичний метод є більш чутливим, ніж спектроскопічні методи визначення рівня глюкози в крові, проте на них більшою мірою впливають параметри навколишнього середовища.

Спектроскопія комбінаційного розсіювання є методом дослідження фізичних характеристик та хімічного складу речовин і заснована на явищі непружного розсіювання фотонів. Проблеми, пов'язані з вимірюванням рівня глюкози в крові методом комбінаційного розсіювання, полягають в тому, що

ІЧ-випромінювання проникає в шкіру на відстань 0,5 мм, що дає можливість вимірювати концентрацію глюкози тільки в міжклітинній рідині. Крім того, зміна концентрації глюкози в крові призводить до відповідної зміни концентрації в міжклітинній рідині тільки після закінчення 5 ... 10 хв.

Поляриметрія використовується для кількісного аналізу розчинів зі оптично активними речовинами. Такі речовини відхиляють вектор поляризації пропускається через них випромінювання на деякий характерний кут. Існує два підходи до вимірювання рівня глюкози в крові за допомогою поляриметричного методу: вимірювання при тангенціальному оптичному шляху і вимір при відображенні випромінювання від кришталіка ока під кутом Брюстера. Похибка вимірювань поляриметричним методом складає близька 15 %.

Оптична когерентна томографія була використана для визначення рівня глюкози в крові порівняно недавно. Система ОКТ включає в себе інтерферометр з низько когерентним джерелом світла, що рухається дзеркало на референтному оптоволоконному джгуті, вимірювальний оптоволоконний джгут і фотодетектор для вимірювання інтерферометричного сигналу. Аналізуючи вид експоненціального ослаблення випромінювання в ближній ІЧ-області спектра, можна отримати інформацію про розсіювальні властивості тканин. Оскільки підвищення концентрації глюкози в тканинах призводить до зниження їх коефіцієнта розсіювання, ОКТ є перспективним методом для визначення рівня глюкози в крові з необхідною чутливістю [12].

1.2.2. Аналіз існуючих приладів [13]

Нові неінвазивні глюкометри призначені для того, щоб вимірювати рівень глюкози в крові за допомогою термоспектроскопічного методу діагностики, без проколювання пальця. Діабетикам протягом усього життя доводиться регулярно контролювати показники цукру в крові, щоб не допустити розвитку ускладнень.

Найбільш відомим вважається пристрій Омелон А-1, яке проводить вимірювання показників глюкози в крові на основі показників артеріального тиску. Такий прилад працює на зразок звичайного тонометра, тобто може вимірювати артеріальний тиск, виявляти пульс, після чого отримані дані перетворюються в показники цукру в крові. Зображення приладу представлено на рисунку 1.3.



Рисунок 1.3. Омелон А-1

Принцип дії глюкометра полягає в тому, що компресійна манжета провокує появу в артеріях імпульсів крові, які змінюють тиск повітря в накачаному надувнику. За допомогою датчика руху, який встановлений в тонометрі, повітряні імпульси перетворюються в електричні, після чого показники обробляються з використанням мікроскопічного контролера.

Новий глюкометр без проколів і недорого пропонує однойменна компанія Gluco Track, Ізраїль. Такий пристрій вміє вимірювати рівень глюкози в крові за допомогою спеціальної кліпси, яку кріплять на мочку вуха і використовують як сенсор.

Прилад дозволяє не тільки дізнаватися показники один раз, а й проводить оцінку стану пацієнта протягом тривалого часу. Принцип роботи полягає в використанні трьох технологій - ультразвуку, теплоємності і визначення теплопровідності.

Окремо дані технології не гарантують точного результату, але їх спільна комбінація дозволяє отримати досить правдиві показники з точністю до 92 відсотків. Зображення даного приладу представлено на рисунку 1.4.



Рисунок 1.4. Неінвазивний глюкометр GlucoTrack

Аналізатор Симфонія tCGM (рисунок 1.5.) в якому визначення цукру в крові проводиться шляхом використання трансдермальної діагностики, яка не вимагає здійснення проколу на шкірі. Перед проведенням процедури шкіра готується за допомогою спеціальної системи Прелюд СкінПреп Систем.

Відбувається поглинання поверхні епітелію, що за зовнішнім виглядом і принципом роботи нагадує звичайне пілінгування. Подібний процес дозволяє поліпшити електропровідність шкірних покривів.

Коли шкіра підготовлена, на тіло щільно кріпиться спеціальний датчик, який оцінює стан підшкірної жирової клітковини і визначає рівень цукру в крові. Всі отримані дані передаються на стільниковий телефон.

Аналізатор зручний тим, що не викликає подразнень і почервоніння.



Рисунок 1.5. Симфонія tCGM

Сьогодні у продажу на території Європи є безконтактний глюкометр C8 MediSensors (рисунок 1.6.), який володіє знаком відповідності європейським стандартом.

Прилад використовує ефект спектроскопії комбінаційного розсіювання світла. Пропускаючи світлові промені через шкірні покриви, аналізатор виявляє порушення і визначає рівень глюкози в крові.

У момент зіткнення з шкірою, датчик регулярно посилає дані на стільниковий телефон через бездротову мережу Bluetooth. За рахунок цього діабетик може швидко і точно контролювати показники цукру в крові.



Рисунок 1.6. Глюкометр C8 MediSensors

Каліфорнійською компанією Glucovation розроблена система постійного моніторингу глюкози в крові, яка підходить як людям з діагнозом цукровий діабет, так і здоровим пацієнтам. Прилад кріпиться на шкіру, через певний проміжок часу робить непомітний прокол і отримує зразки крові для дослідження.

Такий пристрій не вимагає калібрування. Для вимірювання рівня цукру в крові використовується електрохімічний метод діагностики. Датчик працює безперервно протягом тижня. Отримані результати аналізу передаються через кожні п'ять хвилин на смартфон. Похибка глюкометра низька.

Завдяки такій системі, діабетик може в реальному часі контролювати свій стан, відстежувати, як впливають на організм фізичні вправи або дієтичне харчування. Дана система представлена на рисунку 1.7.



Рисунк 1.7. Система постійного моніторингу Glucovation

Імплантована система GlySens -це система нового покоління, яка в 2017 році може отримати широку популярність серед діабетиків за рахунок зручності і високої точності. Даний безконтактна аналізатор працює протягом цілого року без заміни.

Система має дві частини - датчик і ресивер. Сенсор за зовнішнім виглядом нагадує молочну кришку, але має мініатюрні розміри. Його імплантують під шкіру в основу жирового прошарку. Датчик за допомогою бездротової системи контактує із зовнішнім приймачем і передає на нього показники.

У порівнянні з аналогічними приладами, GlySens здатний відстежувати показники кисню після реакції з ферментом, нанесеним на мембрану імплантованого пристрою. За рахунок цього обчислюється рівень ферментативних реакцій і концентрації глюкози в крові. Ціна такого приладу не на багато перевищує номінальну вартість подібних систем. Його зображення представлено на рисунку 1.8.



Рисунок 1.8. Імплантована система GlySens

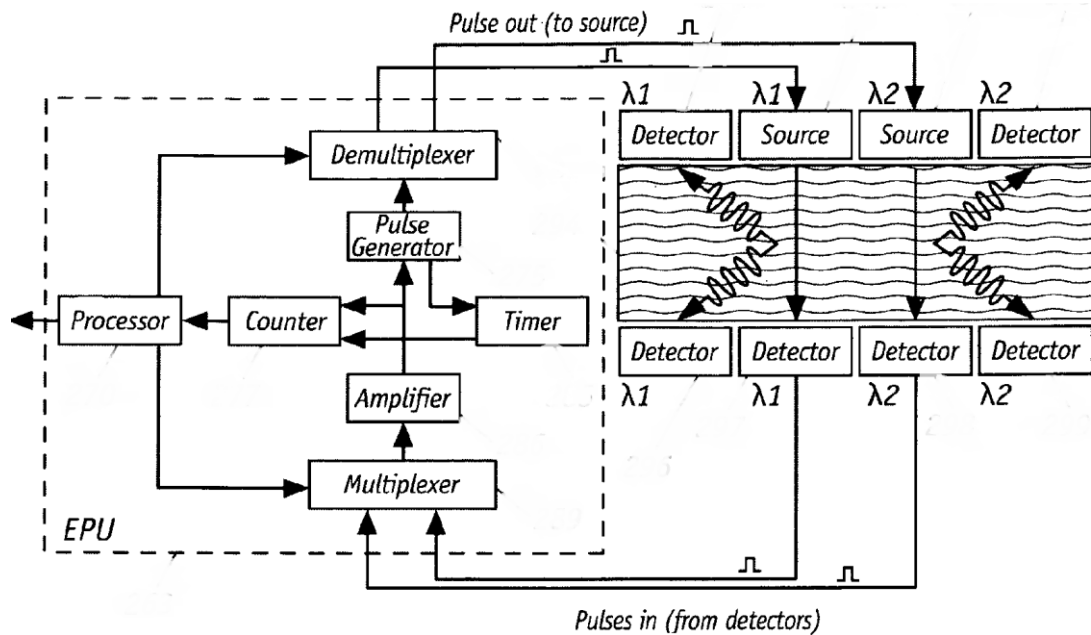
1.3. Аналіз патентних джерел

На сьогоднішній день немає серійних неінвазивних глюкометрів, на основі яких можна було б провести порівняльний аналіз, а отже для огляду було обрано патенти на корисні моделі та винаходи, які працюють на оптичних принципах. Розглянемо декілька близьких за темою патентів.

Розглянемо оптичний метод та принцип неінвазивної діагностики [14].

Даний винахід частково базується на визначенні того, що рівень глюкози впливає на показник заломлення крові і позаклітинної рідини. Біологічна тканина є дуже складною системою. Речовини, які присутні в тканині впливають на швидкість поширення світла через середовище і показник заломлення. За допомогою цього принципу можна безперервно моніторити рівень глюкози в тканині шляхом вимірювання характеристик тканини, які можуть бути співвіднесені з показником заломлення тканини і швидкістю, з

якою електромагнітне випромінювання проходить через тканину. Структурна схема даного приладу представлена на фігурі 1.9.



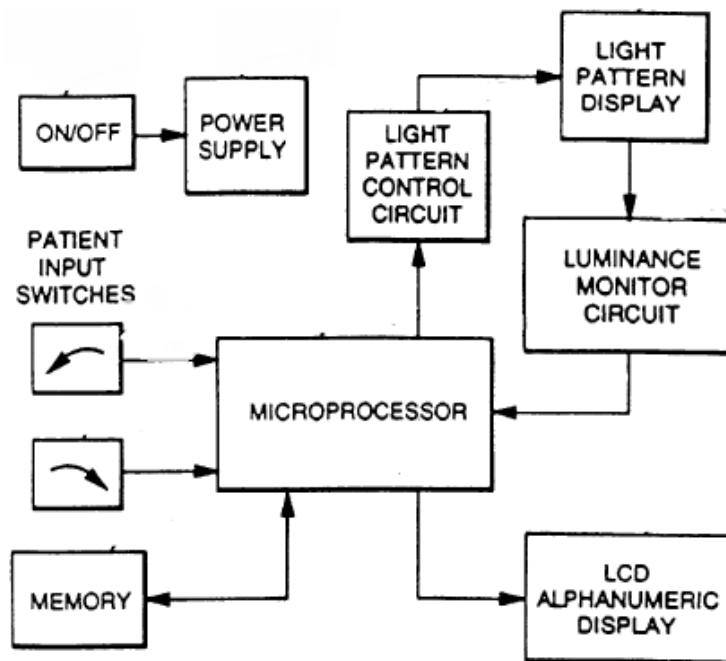
Фігура 1.9. Структурна схема системи для неінвазивного контролю крові

Як показано на фігурі 1.9, пристрій моніторингу глюкози використовує один EPU, який включає в себе електронний мультиплексор, електронний демультимплексор, процесор, лічильник, генератор імпульсів, таймер і підсилювач. Пристрій обладнаний оптичними джерелами, які випускають випромінювання двох різних довжинах хвиль, які визначаються відповідними детекторами. Для запобігання дії розсіяного випромінювання від сусіднього приймача, кожен детектор має у своєму складі фільтр, який пропускає випромінювання визначеної довжини хвилі. Вихідний сигнал від детекторів поступає на вхід мультиплексора, а вихідний сигнал від мультиплексора поступає на вхід підсилювача. Генератор імпульсів підключений до входу демультимплексора, а його вихід підключено до входу джерел випромінювання. Пристрій додатково обладнаний ще двома детекторами, які використовуються для виявлення інтенсивності розсіювання джерела, що генерується ним і проходить через тканину. Відповідно, третій і четвертий вторинні детектори встановлені для визначення інтенсивності переднього і заднього фронту розсіювання.

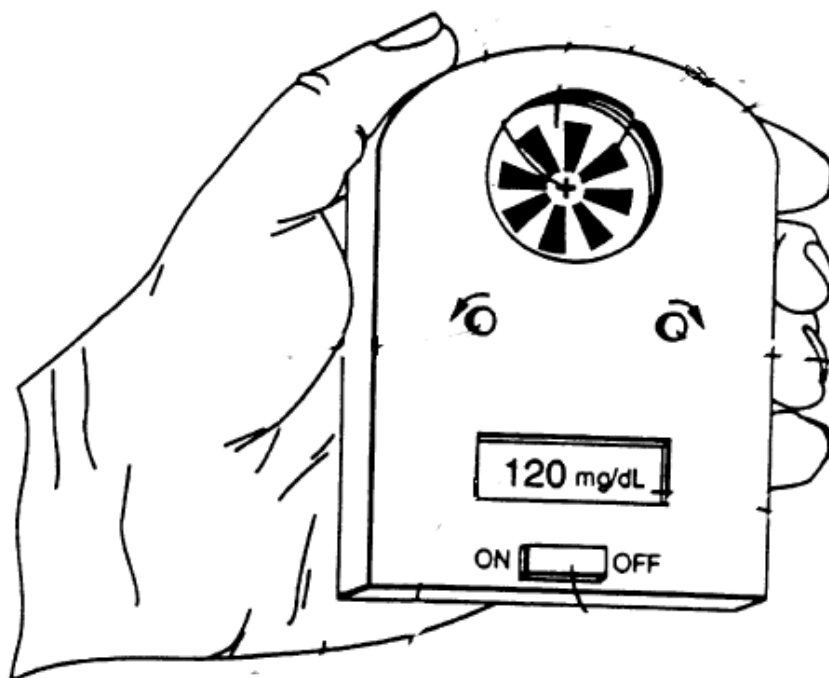
Розглянемо прилад і метод для діагностики крові пацієнта [15].

Одним з аспектів даного винаходу є спосіб для визначення концентрації глюкози в крові суб'єкта, по пройшовшому світловому потоку з двома або більше візуальними характеристиками, що дозволяє проводити дослідження за калібрувальною кривою. В одному з варіантів виконання даного винаходу, суб'єкт змінює параметри, а отримане порогове значення порівнюється з калібрувальною кривою.

Іншим аспектом цього винаходу є пристрій для визначення концентрації глюкози в крові суб'єкта, шляхом зміни параметра світлового джерела, який складається з корпусу, засобу генерації світлового потоку, а також має виконавчий механізм для ініціювання відображення і / або для індикації зміни напрямку. Функціональна схема приладу зображена на фігурі 1.10, а загальний вигляд приладу зображений на фігурі 1.11.



Фігура 1.10. Функціональна схема приладу для визначення рівня цукру в крові



Фігура 1.11. Загальний вигляд приладу для визначення рівня цукру в крові

On / Off перемикач призначений для управління живленням різних компонентів, а також запускає / зупиняє тривалість вимірювання. Включення приладу ініціює самодіагностику приладу, яка включає в себе тестування джерел світла та інших компонентів приладу.

Схема контролю вихідного світлового потоку дає інформацію про те, що джерела світла є функціональними, і що їх світловіддача знаходиться в межах заданих проектуванням. Ця схема діє з моменту, коли прилад вмикається і протягом всього циклу вимірювання. Мікропроцесор запрограмований так, щоб переривати вимірювання і відображати легенду на буквено-цифровому дисплеї, в разі, якщо ланцюг виявляє якусь помилку в джерелах світла. Це захищає користувача від одержання помилкових результатів в разі збою в роботі джерел світла.

Схема керування світловим потоком генерує послідовність світлових візерунків у відповідності зі специфікаціями, що диктуються мікропроцесором і пов'язаної з ним програмою.

Перемикачі надсилають інформацію на мікропроцесор, про те, які зміни помітив мікроконтролер, наприклад, напрямок видимого обертання. Кожен раз, коли вхідний перемикач натиснутий, то мікропроцесор спочатку перевіряє, що за клавіша була натиснута, а потім зчитує існуючі в даний момент значення. Ця інформація про значення параметра використовується мікропроцесором для планування подальших змін світлового потоку, і обчислення рівня глюкози, після перевірки на предмет відповідності введених даних.

Корпус має досить малі розміри. Перемикач On / Off слугує для ввімкнення і вимкнення приладу. Буквено-цифровий дисплей надає інформацію пацієнтові, наприклад, інструкції та підказки в процесі вимірювання, інформацію щодо якості вимірювання, обчисленої концентрації глюкози в крові, а також попередніх вимірювань, які можна вибрати з пам'яті.

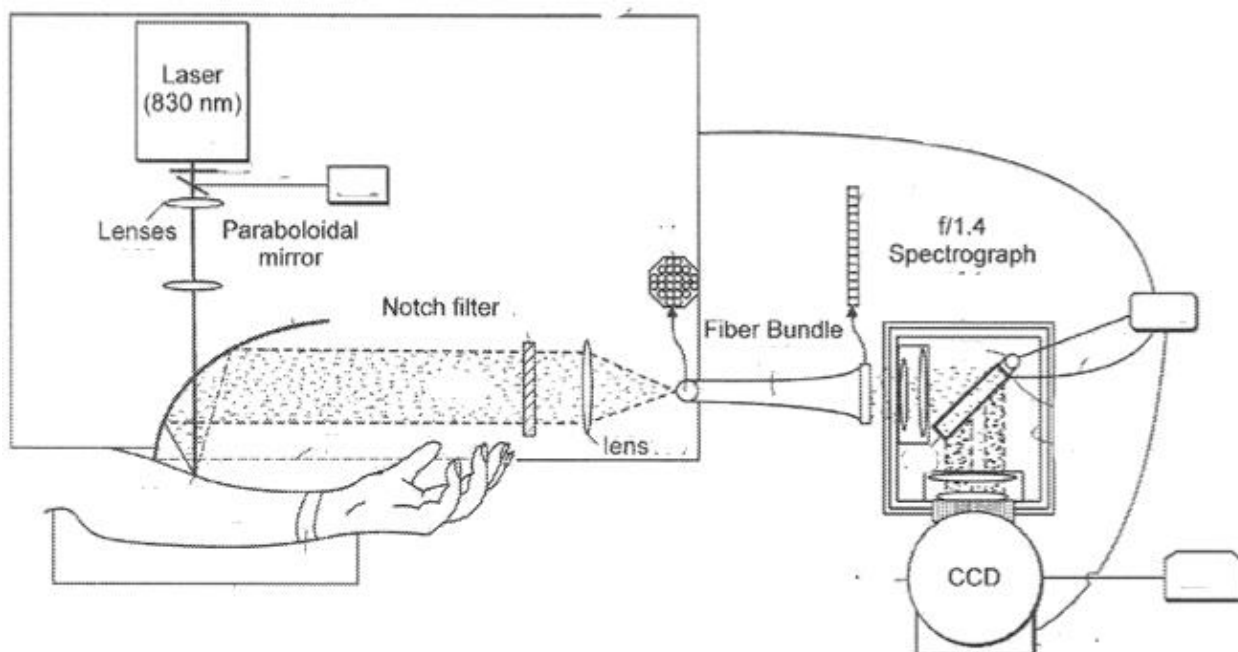
Розглянемо застосування Раман-спектроскопії для неінвазивної діагностики [16].

Винахід відноситься до систем і способів з використанням спектроскопії комбінаційного розсіювання для крізьшкірного моніторингу концентрації глюкози та інших аналітів в крові. Спектри комбінаційного розсіювання демонструють чіткі особливості, характерні для молекул, присутніх в матриці крові тканин, в тому числі глюкозу.

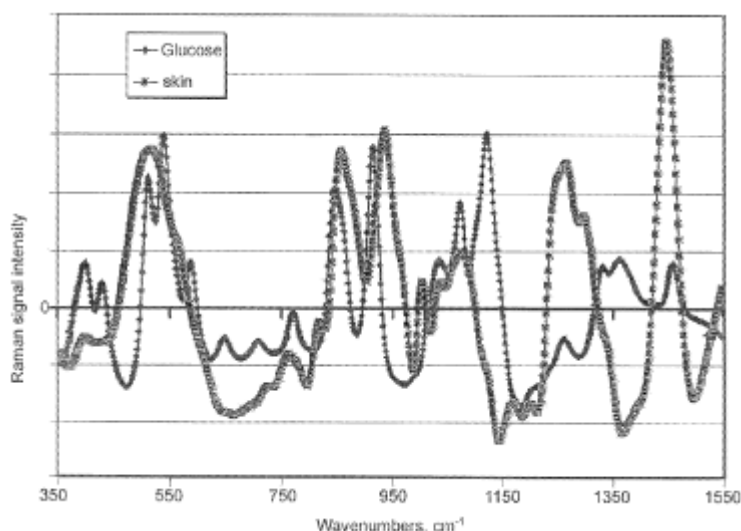
Незважаючи на слабкі сигнали, спектроскопію комбінаційного розсіювання світла було застосовано, щоб надати детальну кількісну інформацію про хімічний склад шкіри, а також для вимірювання таких речовин, як білки і ліпіди.

Для виконання точного трансдермального вимірювання елементів, таких як глюкоза та інші аналіти, вимагається покращення показника сигналу / шуму, щоб компенсувати похибки, при отриманні слабких сигналів у такому складному спектрі, як людська шкіра. Схема приладу показана на

фігурі 1.12., а графік, що ілюструє взаємодію рамановського випромінювання з глюкозою на фігурі 1.13.



Фігура 1.12. Схема приладу для визначення глюкози за допомогою рамановської спектроскопії



Фігура 1.13. Графік взаємодії рамановського випромінювання з глюкозою

Джерело випромінювання направляє промінь через вузький прохід фільтра. Дзеркало може бути використано для зрізу променя для детектора, який може бути використаний для контролю стабільності променя. Джерело і детектор можуть бути підключені до системного контролеру. Лінзи забезпечують проходження променя через отвір в дзеркало на область, що відноситься до тканини.

Тримач використовується для жорсткого утримування важеля пацієнта в одному положенні по відношенню до дзеркала під час кожного вимірювання.

Режекторний фільтр і об'єktiv пропускає пряме світло, відбите дзеркалом на вхід двовимірному масиву волоконного відгалужувача. Вихідний однорядний масив з'єднаний з вхідною щілиною спектрографа. Корпусу може мати ізолюючу кришку, диспергуючий елемент, датчик температури, елемент регулювання температури, який з'єднаний з системним контролером. Контролер може керувати термоелектричним охолоджувачем для піксельованого детектора. Детектор з'єднаний з процесором. Процесор запрограмований для обробки спектральних даних від детектора для визначення кількісних значень концентрацій аналізованих речовин в крові.

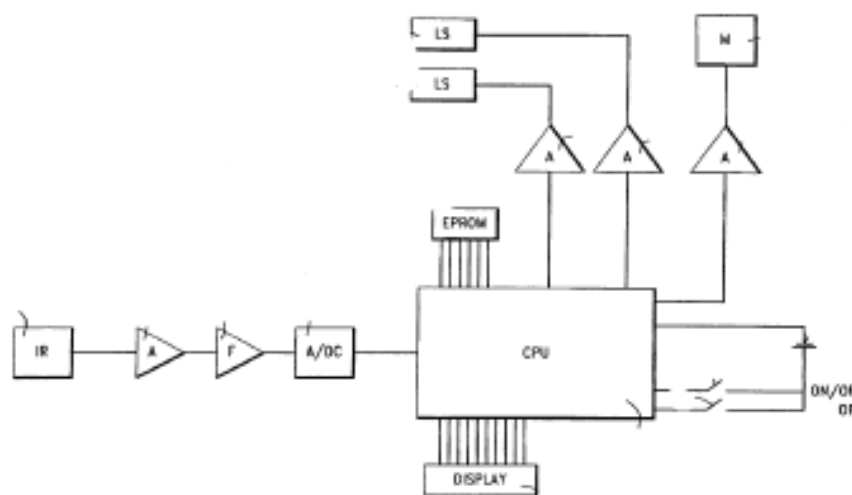
Можливість неінвазивної варіації монітора глюкози в даний час при низьких концентраціях в матриці крові, вимагає чутливої і дуже специфічної методики. Спектроскопія комбінаційного розсіювання світла забезпечує такий спосіб, через його характерні спектральні ознаки. Той факт, що множинні піки спектру глюкози відрізняються від тих, що має шкіра людини, це дає змогу підтримувати здатність розрізняти зміни в глюкозу, виключаючи зміни в характеристиках тканини.

Розглянемо неінвазивний глюкометр, який представлений у вигляді структурної схеми [17].

Винахід визначає концентрацію речовини в оці. Око має рогівку, зіницю, райдужну оболонку, лінзу, рідину, і сітківку. Спосіб включає забезпечення вимірювання світлового променя, що має хвилі, при яких речовина має ненульове поглинання першого абсорбуючого коефіцієнту. Спосіб додатково включає отримання опорного пучка світла, що має іншу довжину хвилі, при якій речовина має інший адсорбуючий коефіцієнт, який по суті дорівнює нулю. Спосіб додатково включає опромінення сітківки ока.

Спосіб додатково включає опромінення сітківки опорним світловим променем, таким чином передаючи опорний пучок світла через рогівку, зіницю, кришталик, і рідину.

Пристрій містить джерело, що має початкову довжину хвилі, в інфрачервоній області. Речовина має ненульовий коефіцієнт поглинання світла. Пристрій додатково містить джерело еталонного світла, що створює опорний пучок світла, що має іншу довжину хвилі. Речовина має інший коефіцієнт поглинання, яка по суті дорівнює нулю для світла на іншій довжині хвилі. Структурна схема приладу приведена на фігурі 1.14.



Фігура 1.14. Структурна схема неінвазивного глюкометра

Схема включається перемикачем, приєднаним до джерела живлення, яке представлено у вигляді літійового акумулятора. Після самоперевірки, процесор відображає повідомлення "Ready" на блоці дисплея, який представляє собою LCD-дисплей. Для проведення вимірювання, перемикач переводиться у положення вимірювання. Потім ЦП починає процедуру вимірювання. Він активує джерело світла через підсилювач, а також вмикає інше джерело світла через інший підсилювач. Прийнятий світловий сигнал від ока, розшифровується за допомогою інфрачервоного детектора і конвертується в напругу. Аналоговий сигнал перетворюється в цифрову форму за допомогою аналого-цифровий перетворювач (АЦП) і зберігається в пам'яті ЦП. Після отримання даних вимірювань, з двох довжин хвиль, центральний процесор обчислює концентрацію глюкози відповідно до рівня

поглинання, з використанням параметру калібрування, вони зберігаються в EPROM. Результат відображається на дисплеї. Та ж конструкція може бути використана для вимірювання концентрації інших речовин в рідині ока, використовуючи інші довжини хвиль.

Висновки по I розділу

Використовуючи вище сказане можна скласти таку класифікацію приладів для діагностики наявності глюкози в крові, яка представлена на рисунку 1.15.



Рисунок 1.15. Класифікація приладів для діагностики наявності глюкози в крові

Було проведено літературний і патентний пошук за темою дослідження. Приведено існуючі методи дослідження наявності глюкози в крові, із зазначенням меж в спектральному діапазоні. Розглянуто існуючі прилади, які вже представлені на ринку, а також принципи, на яких працюють дані прилади. Також розглянуто існуючі патенти на корисні моделі та винаходи, в яких використовуються оптичні методи для діагностики концентрації глюкози в крові за допомогою неінвазивного методу дослідження.

II РОЗДІЛ. РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ПРИЛАДУ

2.1 Розробка функціональної схеми приладу

Для побудови приладу для неінвазивної діагностики наявності глюкози в крові, перше, що було зроблено – це побудовано графіки залежності довжини хвилі від значення коефіцієнту поглинання, для різних концентрацій розчину глюкози. Ці графіки зображено на рисунку 2.1.

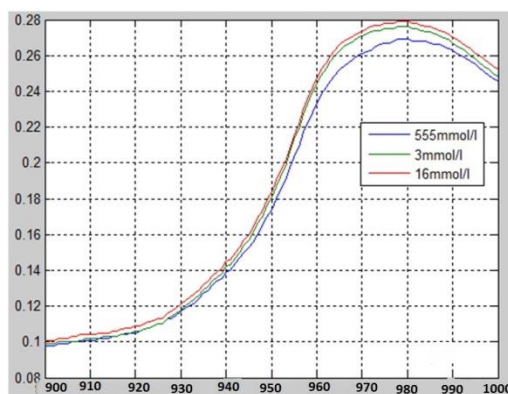


Рисунок 2.1. Графіки залежності коефіцієнта поглинання від довжини хвилі для розчинів з різною концентрацією глюкози

Приведені на рисунку 1 графіки показують, що розчини глюкози різної концентрації поглинають випромінювання на одній і тій же довжині хвилі, а саме 980 нм. Це дає нам можливість, виходячи з отриманих даних, зробити висновок про те, яке саме джерело випромінювання необхідне для нашого приладу.

Обравши за джерело випромінювання лазерний діод, який працює на довжині хвилі 980 нм. наступним кроком є розробка функціональної схеми приладу, яка включає в себе принципи фотометрії еліпсоїдальними відбивачами. Функціональна схема приладу показана на рисунку 2.2.

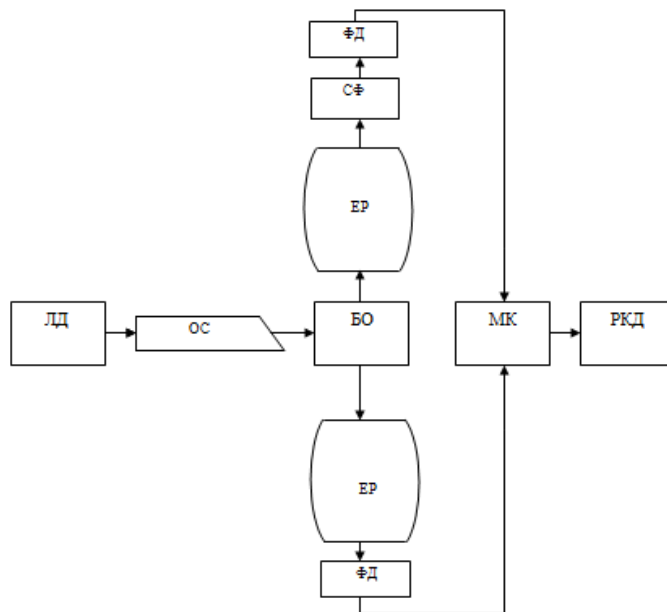


Рисунок 2.2. Функціональна схема приладу для неінвазивної діагностики наявності глюкози в крові

На функціональній схемі показані такі елементи запропонованого приладу: ЛД – лазерний діод; ОС – оптична система; БО – біологічний об'єкт; ЕР – еліпсоїдальний рефлектор; СФ– смуговий оптичний фільтр; ФД – фотодетектор; МК - мікроконтролер; РКД – рідко-кристалічний дисплей.

Представлена на рисунку 2.2 схема показує принцип роботи приладу: ЛД запускає промінь, який проходить через ОС, яка формує необхідне просторове розподілення променю на БО. Після потрапляння пучка лазерного випромінювання на БО частина його відбивається, а частина проходить. Отримані пучки збираються за допомогою ЕР і потрапляють на ФД. Для світла, яке відбилосся від БО, перед ФД передбачено встановлення смугового фільтра, за допомогою якого виділяється необхідна довжина хвилі, на якій і буде проводитися дослідження. ЕР використовуються в даному приладі для того, щоб зібрати якомога більше світла і відповідно отримати більше корисної інформації. Інформація, яка отримується на виході ФД поступає на МК, який оброблює вихідний сигнал з приймачів і перекодує її

в значення концентрації глюкози в крові, яке в свою чергу виводиться на ЖК у зручній для розуміння формі.

2.2. Конструювання оптичного неінвазивного глюкометру

2.2.1. Технологія отримання еліпсоїдальних рефлекторів

Еліпсоїдальні рефлектори виготовляються за технологією траєкторного копіювання, в ході якої деталь виготовляється по заздалегідь виконаному шаблону, за допомогою спеціального пристосування, яке встановлюється на токарний верстат, на каретку. Еліпсоїдальні рефлектори були виготовлені на території Головної астрономічної обсерваторії НАН України.

Заготовка для копію отримується з бруска матеріалу ДТ 9, шляхом затискання її в патрон токарного верстату ТПВ-16. Спочатку за допомогою свердла діаметром 15 мм, а потім за допомогою розточного різця отримується отвір необхідного нам діаметру, а саме 19.86 мм. Такий діаметр зумовлений тим, що мала напіввісь еліпсоїда, необхідного нам для приладу має розмір 9.98 мм. Цей процес показано на рисунку 2.3.



Рисунок 2.3. Заготовка для отримання копію

На рисунку 2.4. показано, як саме копір за допомогою ручної пилки по металу відпилюється з бруска за необхідними розмірами, а саме, приблизно третина діаметру, і закріплюється в спеціальному пристосуванні.



Рисунок 2.4. Закріплення копіру у пристосуванні

Пристосування зображене на рисунку 2.5. за допомогою пластини і гвинтів встановлюється на каретку токарного верстату. Воно має у своїй два плеча, одне з яких ковзає по копіру, опираючись на нього направляючим роликом, а на інше плече встановлюється токарний різець, який має спеціальну форму, для отримання асферичної внутрішньої поверхні.



Рисунок 2.5. Пристосування для виготовлення асферичної поверхні

Заготовка для виробу встановлюється в патрон токарного верстату (рисунок 2.6.). Вона виконана у вигляді циліндра з матеріалу ДТ – 9. Спочатку в ній робиться наскрізний отвір свердлом, яке встановлюється у задню бабку токарного верстату.

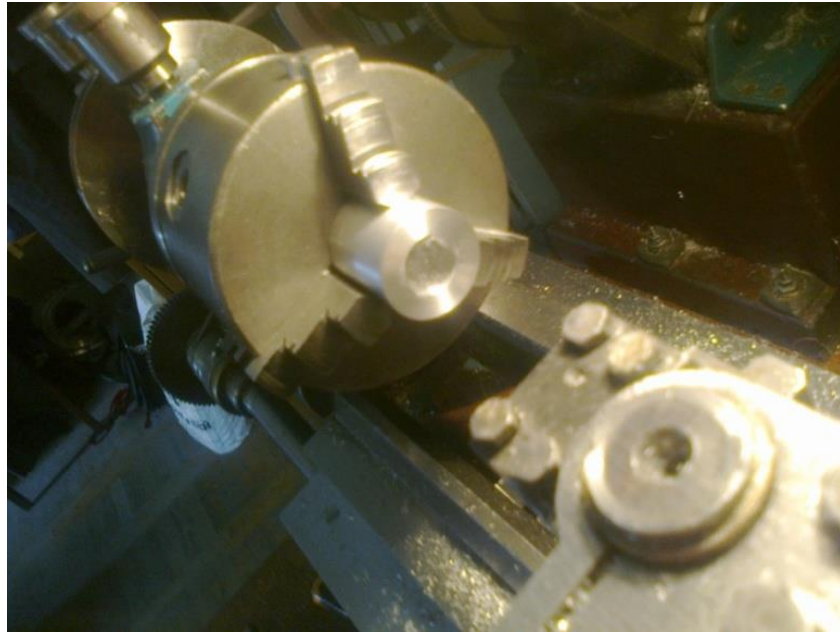


Рисунок 2.6. Заготовка для виготовлення рефлекторів

За допомогою пристосування в заготівці розточується внутрішня асферична поверхня. Плече, що ковзає по копіру проходить таку траєкторію: за одне переміщення каретки пристосування проходить крайні дальні точки, а потім при кожному подальшому переміщенні каретки, плече зміщується до центру, що і призводить до появи асферичної поверхні всередині заготовки. В процесі нарізання асферичної поверхні, за кожен прохід різця, плече зміщується на декілька міліметрів, що в свою чергу призводить до зменшення величини ходу різця, а отже і до невірної траєкторії. Даний дефект виправляється за допомогою сильного натягу нижнього плеча пружиною розтягу. Це зображено на рисунку 2.7.

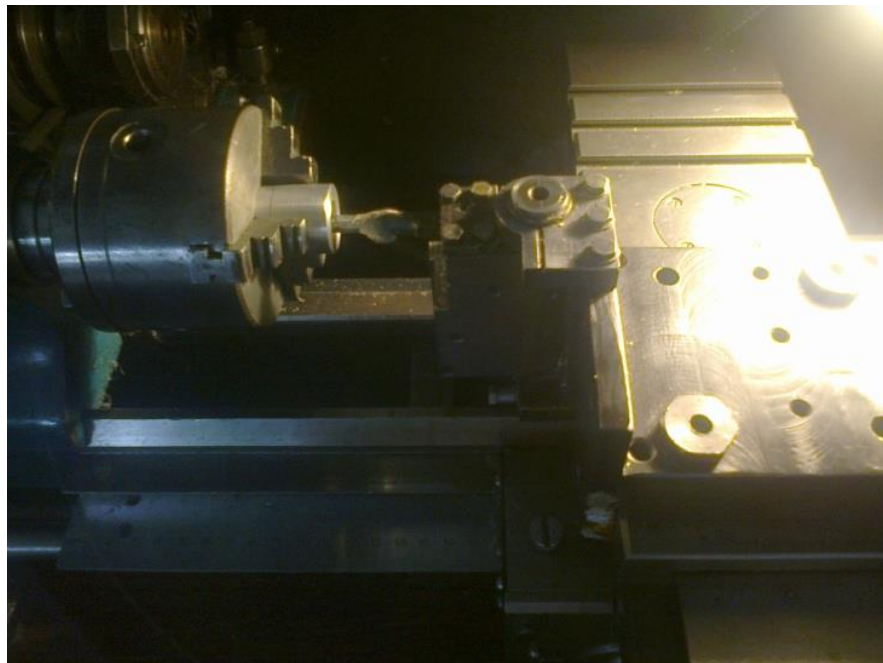


Рисунок 2.7. Обробка внутрішньої поверхні

Готова деталь вже має асферичну поверхню, але на ній присутні дефекти, а саме нерівності, і також сама поверхня є невідполірованою, що не дозволяє використовувати її в якості оптичного елемента, який буде виконувати функцію дзеркальної поверхні і збирати достатню кількість світла, необхідного для подальшої обробки. Його зображення представлено на рисунку 2.8.



Рисунок 2.8. Рефлектор після чорнової обробки внутрішньої поверхні

Для того, щоб отримати дзеркальну поверхню еліпсоїдального рефлектора, необхідно провести її полірування за допомогою алмазної пасті АСН, починаючи із зернистості 60/40, і завершуючи 1/0, і пристосування для полірування, яке складається з асинхронного двигуна і валу на кінці якого розміщується насадка з повсті. Пристосування зображено на рисунку 2.9.



Рисунок 2.9. Пристосування для полірування внутрішньої поверхні

2.2.2. Виготовлення деталей для приладу

Такі деталі, як корпус і тубус для призми були виготовлені за допомогою 3D друку з використанням пластику COUPET на принтері Prusa i3. Технічні параметри принтера представлені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 Технічні параметри принтера Prusa i3

Параметр	Значення параметру
Область друку, мм.	200x200x200
Діаметр пластику, мм.	1.75
Діаметр сопла, мм.	0.2, 0.3, 0.4, 0.5
Тип пластику	Всі типи пластику
Екструдер	E3D
Висота шару, мм.	0.05 та більше
Програмне забезпечення	Cura, Repetier-Host, KISSlicer

Моделі деталей були зроблені у системі Компас 3D, і вони зображені на рисунках 2.10 та 2.11. Креслення деталей представлені у додатку А.

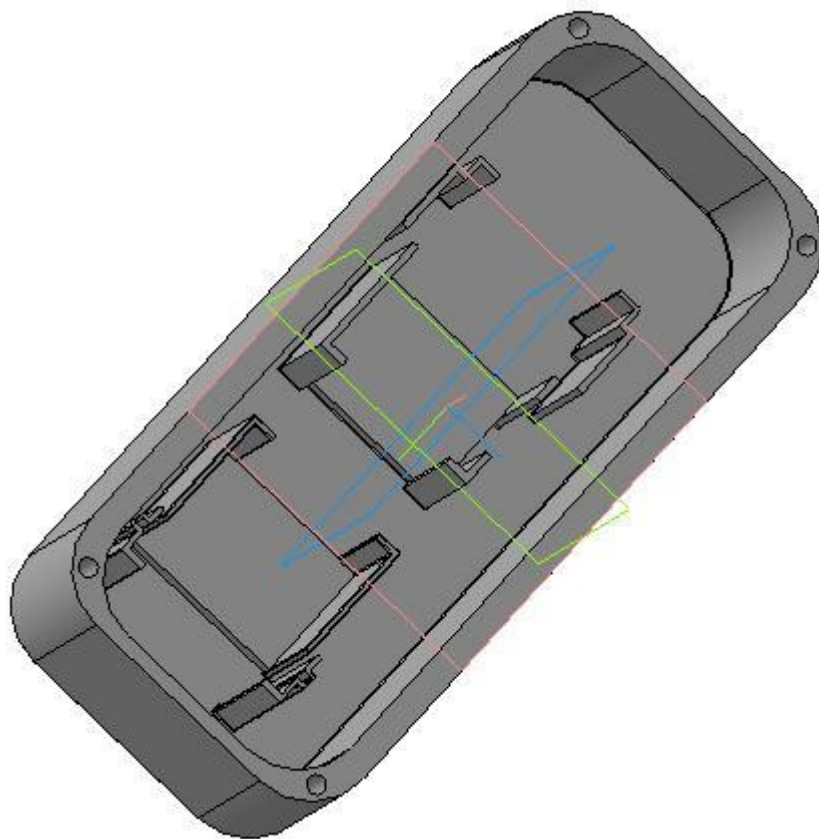


Рисунок 2.10. Модель корпусу неінвазивного оптичного глюкометра

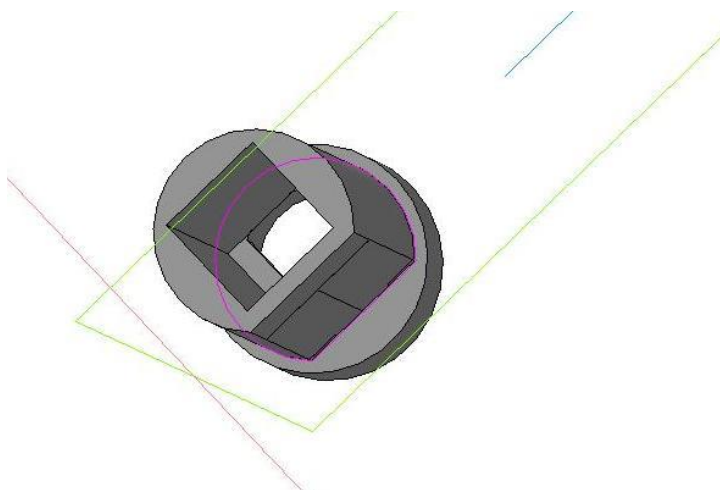


Рисунок 2.11. Модель тубусу для призми

2.2.3. Вибір приймачів випромінювання

В якості приймачів випромінювання було обрано фотодіоди. Вибір саме цього типу приймачів був зроблений виходячи з того, що саме такі елементи будуть отримувати, а отже і передавати якомога більше корисної інформації. Зовнішній вигляд обраних фотодіодів представлено на рисунку

Необхідно, щоб у фотодіодів фоточутливий елемент мав діаметр 15 мм, через те, що поверхня з якої отримується інформація має діаметр 15 мм. Також, знаючи довжину хвилі випромінювача, і пікове значення на якому йде найбільше поглинання розчином глюкози світла, обирається фотодіод, який працює у інфрачервоній області і має пікове значення на довжині хвилі 980 нм. Із усього найменування фотодіодів, найбільш підходить фотодіод ФД-344-01, технічні параметри якого представлені у таблиці 2.2, а загальний схематичне зображення фотодіоду представлено на рисунку 2.12.

Таблиця 2.2 Технічні параметри фотодіоду ФД-344-01

Параметр	Значення параметру
Діапазон робочих довжин хвиль, мкм	0.4 – 1.2
Максимальна робоча довжина хвилі, мкм	0.95 – 1.06
Тіньовий струм, мкА	7
Робоча напруга, В	-20
Діапазон робочих температур, °С	-60...+85
Діаметр ФЧЕ, мм	14
Кількість ФЧЕ, шт	1
Габаритні розміри, мм	30.6x7

Реальні параметри фотодіодів відрізняються, так як за технологією їх виготовлення неможливо на двох приймачах отримати однакові параметри, а отже зробити так, щоб їхні вихідні параметри були однаковими, можливо лише за допомогою підлаштування їх роботи електричними елементами, які розташовані на друкованій платі. Реальні значення параметрів представлені у таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 Технічні параметри готових фотодіодів

Параметр	Значення параметру
Діапазон робочих довжин хвиль, мкм	0.5 - 1.05
Монохроматична чутливість, А/Вт	0.41
Тіньовий струм, мкА	0.4

2.2.4. Вибір джерела випромінювання

В якості джерела випромінювання було обрано лазерний діод. Принцип дії такого джерела випромінювання полягає в наступному: коли на анод звичайного діода подається позитивний потенціал, то говорять, що діод зміщений в прямому напрямі. При цьому дірки з р-області інжектуються в n-область р-n переходу, а електрони з n-області інжектуються в р-область напівпровідника. Якщо електрон і дірка виявляються "поблизу" (на відстані коли можливо тунелювання), то вони можуть рекомбінувати (або анігілювати) з виділенням енергії у вигляді фотона певної довжини хвилі (через збереження енергії) і фонона (через збереження імпульсу, тому що імпульс фотона малий). Такий процес називається спонтанним випромінюванням, і є основним джерелом випромінювання в світлодіодах.

Проте, за певних умов, електрон і дірка, перед рекомбінацією, можуть знаходитися в одній області простору достатньо довго (до мікросекунд). Якщо у цей момент через цю область простору пройде фотон потрібної

частоти (резонансної частоти), він може викликати вимушену рекомбінацію з виділенням другого фотона, причому його напрям, вектор поляризації і фаза будуть точно збігатися з тими ж характеристиками першого фотона.

Враховуючи вище вказане, очевидно, що для даного типу приладу найкращим джерелом і буде лазерний діод.

Було обрано інфра-червоний лазерний діод моделі LJ980LD100N4T зображення якого представлено на рисунку 2.13., а технічні параметри представлені у таблиці 2.4.



Рисунок 2.13. Лазерний діод LJ980LD100N4T

Таблиця 2.4 Технічні параметри лазерного діоду LJ980LD100N4T

Параметр	Значення	Одиниці виміру
Оптична потужність	100	мВ
Напруга лазеру	2	В
Напруга фотодіоду	30	В
Робоча температура	-10...+40	°C
Робочий струм	180	мА
Дивергенція променю (\parallel , \perp)	14, 40	град
Максимальна довжина хвилі	995	нм
Кут відхилення \parallel	3	град
Кут відхилення \perp	3	град

2.3. Схемотехнічне моделювання роботи глюкометра

Розробка електричної схеми приладу виконана у програмі Proteus. Схеми виконана за модульною структурою, тобто складається з таких

модулів: модуль живлення фотодіодів, модуль живлення лазерного діоду, модуль блоку керування, тобто модуль з мікроконтролером. Для приладу використовується мікроконтролер сімейства AVR тип Atmega 8. В якості модулів живлення використані DC-DC Step-Up модулі, які працюють на мікросхемах XL60, і налаштовані на вихідну напругу 5В та 20В. 5В лінія живить мікроконтролер, а також транзисторний ключ, який побудовано на проміжному транзисторі 2N2222. Лінія 20В живить плату керування фотодіодами. Інформація з фотодіодів поступає на аналогові порти мікроконтролера, для оцифровування її вбудованим АЦП мікроконтролера. Електрична схема приладу представлена на рисунку 2.14. Елементи, які присутні на електричній схемі зі значенням параметрів представлені в таблиці 2.5.

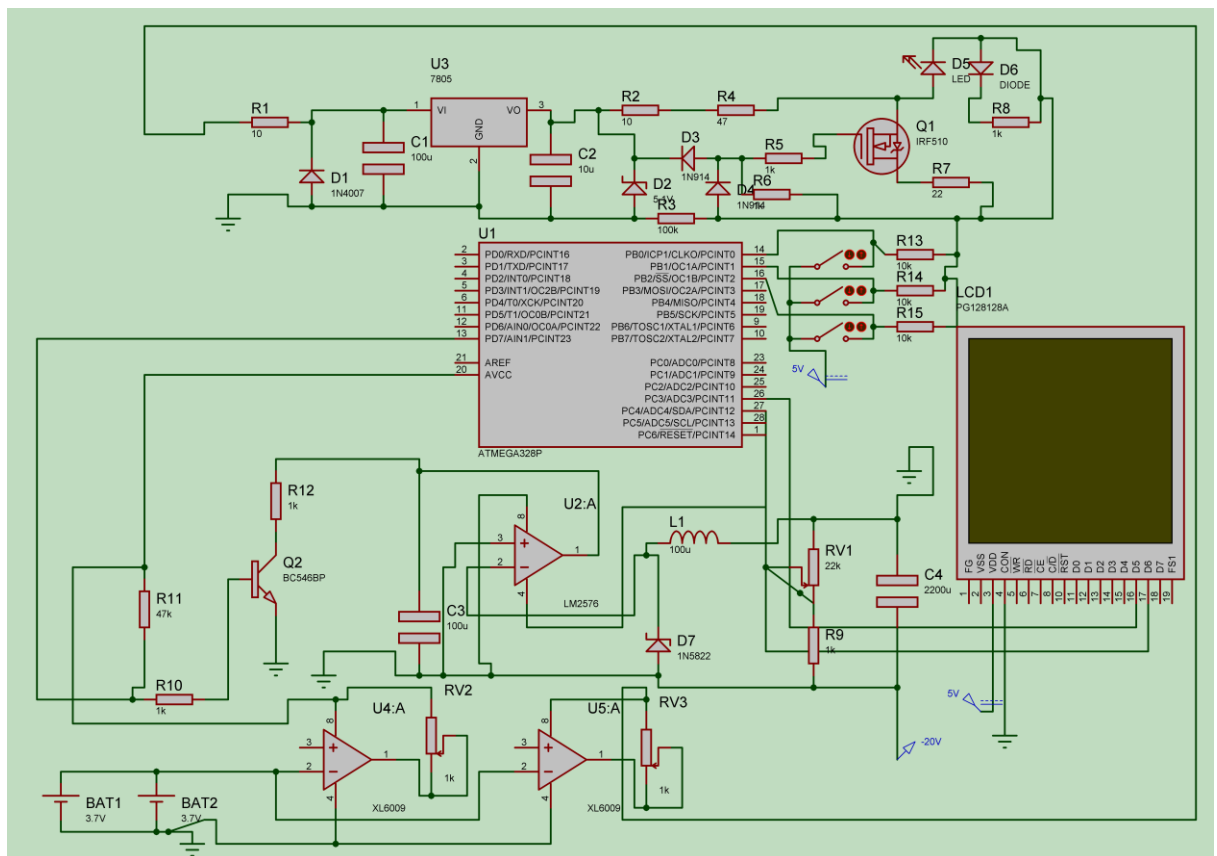


Рисунок 2.14. Схема електрична принципова

Таблиця 2.5 Перелік електро-радіо елементів схеми

Електро-радіо елемент	Параметр елементу	К-сть
Резистор	10 кОм	4
Резистор	2 кОм	6
Резистор	910 Ом	1
Резистор	1 кОм	1
Резистор	560 Ом	7
Резистор	330 Ом	11
Резистор	240 Ом	2
Резистор	1 Ом	4
Резистор	22 кОм	5
Конденсатор	1600 мкФ	1
Конденсатор	100 мкФ	2
Конденсатор	1000 мкФ	2
Конденсатор	4.7 мкФ	1
Мікросхема XL60	-	3
Мікросхема LM317	-	2
Мікросхема AD 620	-	1
Мікросхема MT6075	-	1
Транзистор 2n2222	-	1
Транзистор IRL445	-	1
Мікроконтролер Atmega8	-	1
Стабілізатор L7805	5В	1
Тактова кнопка	-	3
Діод 1n4007	-	1
Діод 1n448	-	3
Стабілітрон 5V1	5.1В	1
OLED РКД	128x64	1

2.4. Проектування і виготовлення друкованих плат для приладу

Маючи схему електричну принципову, можна переходити до проектування друкованих плат, на яких і будуть розміщуватися всі електронні компоненти. Проектування плат проводилося за допомогою комп'ютерної програми DipTrace, а саме пакету LayOut Capture. Плати були

спроектовані одношаровими, без використання паяльної маски. Результат проектування плат представлено на рисунках 2.15 та 2.16.

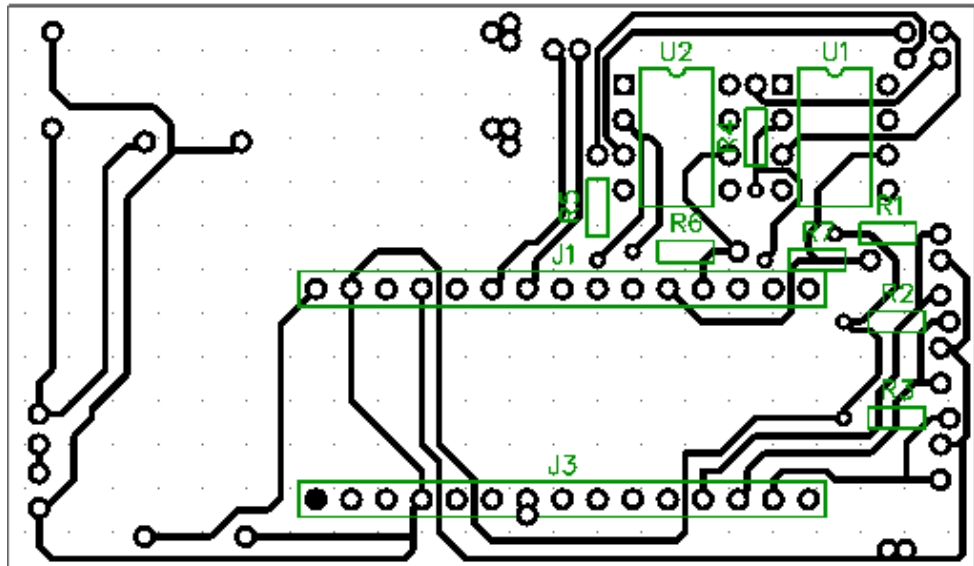


Рисунок 2.15. Друкована плата керування

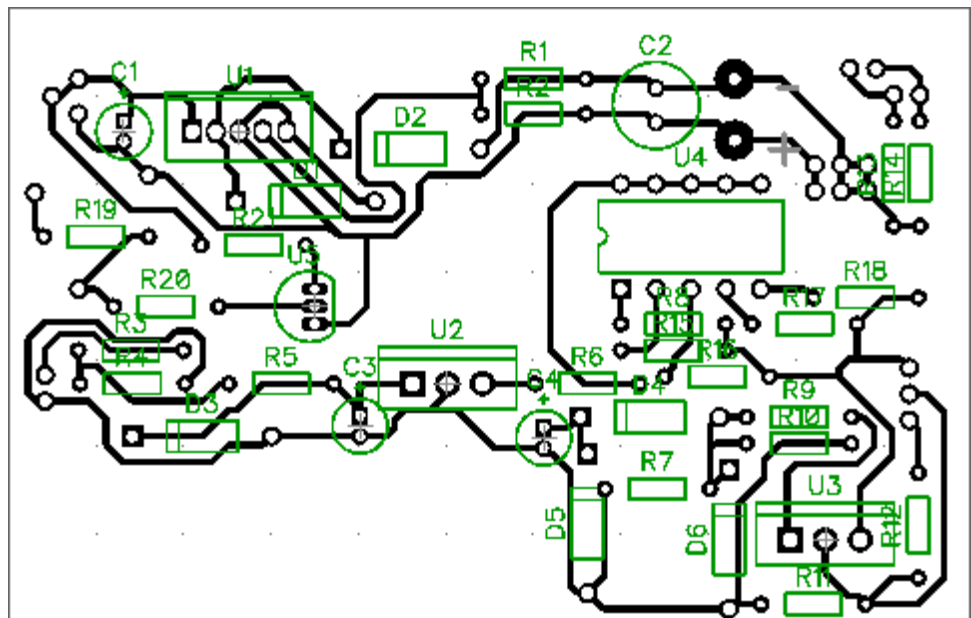


Рисунок 2.16. Друкована плата живлення лазерного діоду і фотодіодів

Маючи проекти друкованих плат, наступним кроком є виготовлення самих плат. Плати виготовлені на фольгованому текстоліті, з товщиною шару мідної фольги 36 мкм, за технологією отримання малюнку фоторезистивним методом. Зображення друкованої плати переноситься на фольгований

текстоліт за допомогою ультрафіолетової лампи з часом експозиції 10 хвилин. Отримане зображення проявляється на текстоліті після його промивки в розчині кальцинованої соди NaOH. Далі отримана плата занурюється в розчин хлорного заліза FeCl₃, де після її витримки протягом 15 хвилин, отримується малюнок токопровідних доріжок, які в свою чергу і є головним елементом друкованих плат.

2.5. Особливості складання приладу

2.5.1. Монтаж електричних плат та процес збирання приладу

Монтаж електричних друкованих плат проводиться за допомогою паяльної станції Aida 858 D+, яка в своїй конструкції містить паяльник з регульованим значенням температури, а також термо – фен зі змогою регулювати температуру та потік повітря. Фото готових друкованих плат зображено на рисунку 2.17. та 2.18.

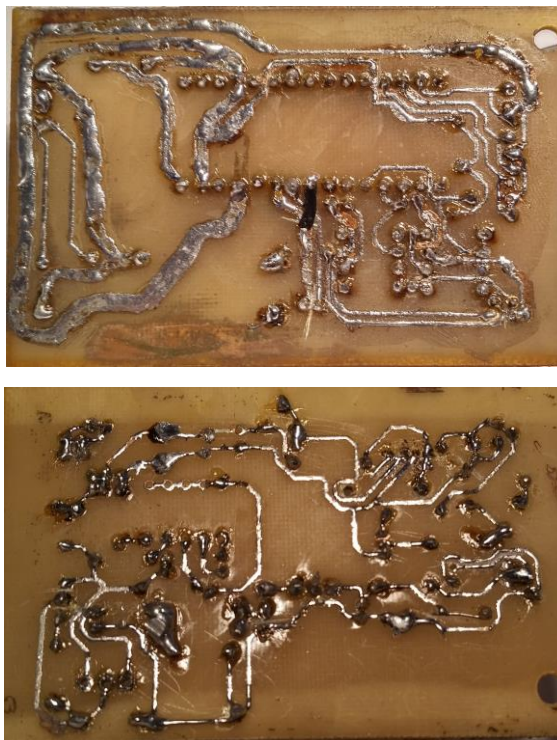


Рисунок 2.17. Друковані плати вид знизу

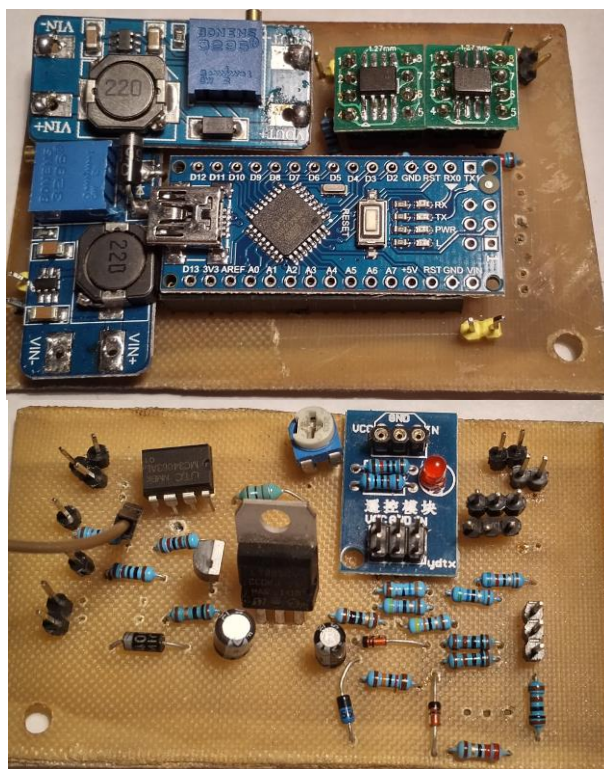


Рисунок 2.18. Друковані плати вид згори

Плати розміщуються у окремому корпусі, який з'єднується з корпусом приладу, де розміщено оптичні елементи, за допомогою шлейфа, який є зв'язком фотодіодів і лазерного діоду з мікроконтролером.

Процес складання оптичних елементів в корпус приладу складається з наступних етапів і буде представлений поетапно на рисунках 2.19. – 2.24:

1. Встановлення нижнього еліпсоїду з уже встановленим в нього тубусом і захисним склом до корпусу (рисунок 2.19);



Рисунок 2.19. Встановлення нижнього еліпсоїду

2. Встановлення смужкового оптичного фільтру (рисунок 2.20);

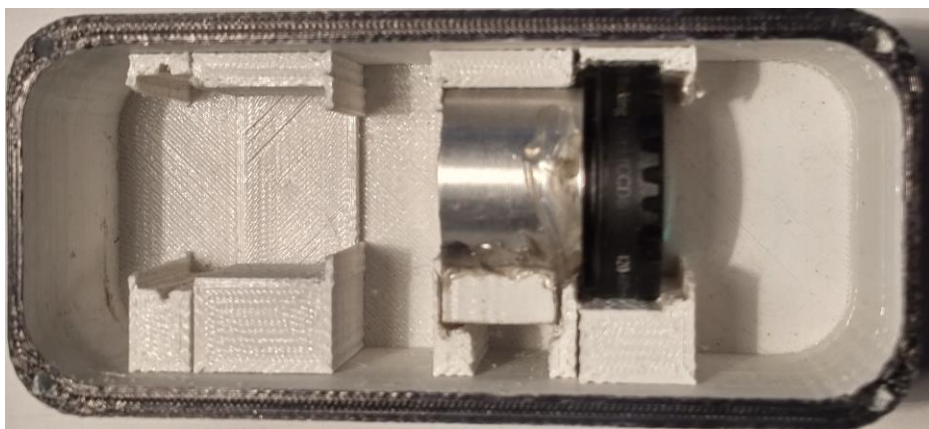


Рисунок 2.20. Встановлення смужкового оптичного фільтру

3. Встановлення нижнього фотодіоду і закріплення встановлених елементів у корпусі (рисунок 2.21).

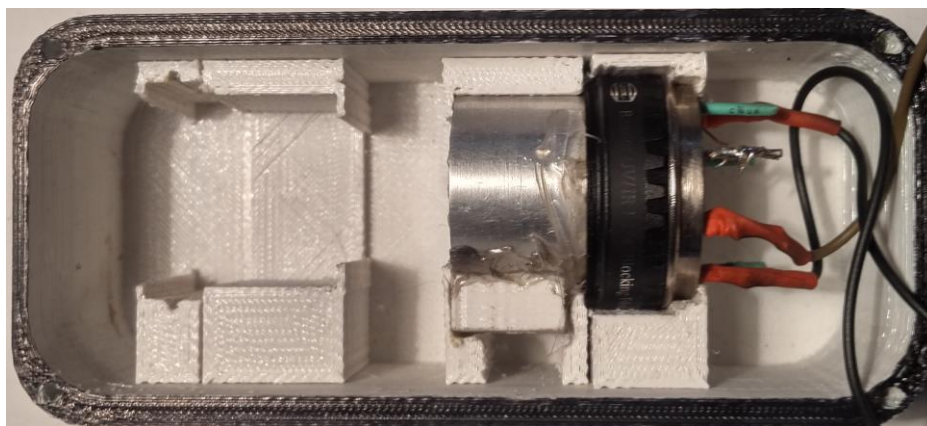


Рисунок 2.21. Встановлення нижньої оптичної частини до корпусу

4. Встановлення верхнього еліпсоїду у корпус (рисунок 2.22).

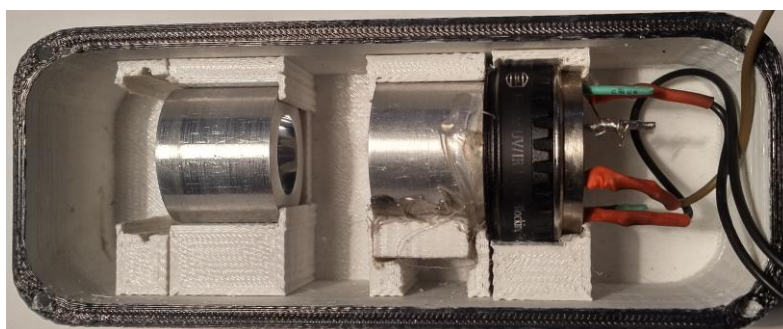


Рисунок 2.22. Встановлення верхнього еліпсоїду

5. Встановлення верхнього фотодіоду і закріплення всіх встановлених елементів на їхніх посадкових місцях (рисунок 2.23).



Рисунок 2.23. Встановлення всіх оптичних елементів до корпусу

6. Встановлення кришки корпусу (рисунок 2.24).



Рисунок 2.24. Готовий зібраний корпус

На першому етапі збирається нижній еліпсоїд, в який вмонтовано тубус з призмою і лазерним діодом, а також захисне скло, яке виготовлене з матеріалу К8 і виконує роль плоско паралельної пластинки, на якій розміщується досліджуваний об'єкт, що дає змогу отримати інформацію з

більшої площини, а отже і використати всю площу фоточутливого елементу приймача випромінювання. Процес складання його не показаний.

Він встановлюється на своє посадкове місце, що зображено на рисунку 2.19. Процес юстирування призми буде розглянуто в наступному пункті розділу II.

На другому етапі смуговий оптичний фільтр встановлюється на своє посадкове місце. Це показано на рисунку 2.20.

Третій етап передбачає встановлення нижнього фотодіоду на своє місце, яке в свою чергу виконано таким чином, щоб ФЧЕ приймача співпадав з вихідним отвором еліпсоїду, а також на цьому етапі систему із встановлених елементів закріплено на своїх місцях. Це показано на рисунку 2.21.

Четвертий етап передбачає встановлення верхнього еліпсоїду в корпус приладу. Даний етап показано на рисунку 2.22.

На п'ятому етапі складання встановлюється верхній фотодіод і вся система закріплюється у своїх посадкових місцях. Це зображено на рисунку 2.23.

Останній етап передбачає встановлення кришки на корпус і закріплення її за допомогою чотирьох гвинтів М2 з потаємною голівкою. Готовий корпус зображено на рисунку 2.24.

2.5.2. Юстирування оптичної системи тубусу

Процес юстирування полягає в тому, щоб спрямувати пучок світла, що виходить з призми в центр точки переднього фокусу еліпсоїда. Для цього було виконано наступне:

- з цупкого паперу було вирізано круг діаметру, який є на нижньому еліпсоїді у вигляді пазу для посадки скла;
- було знайдено центр круга і позначено міткою;
- круг був посаджений в паз еліпсоїду;

- наступним кроком є встановлення тубусу з призмою в еліпсоїд для її юстирування;
- процес юстирування був наступний: першочергово крапка пучка лазерного діоду зміщена по осям X та Y , відносно центру передньої площини еліпсоїду, що зображено на рисунку 2.25;

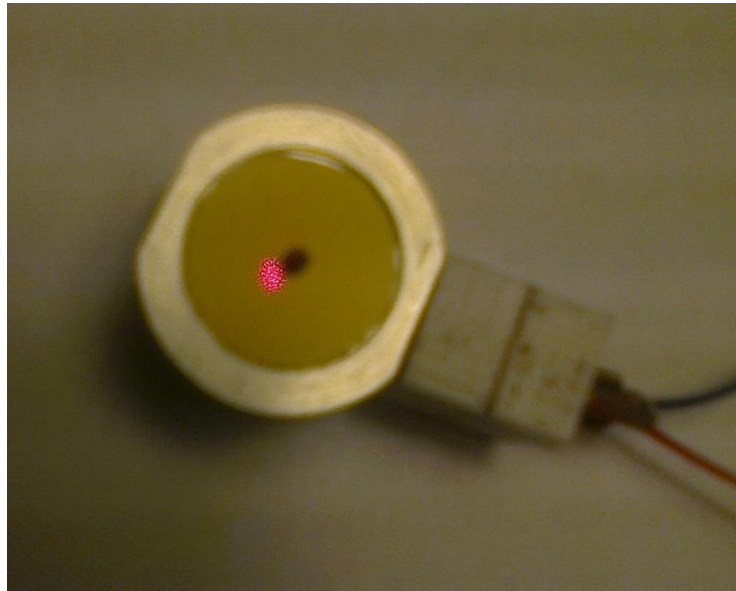


Рисунок 2.25. Початкове положення крапки (зміщення по осям X та Y)

- для встановлення крапки на одну вісь Y з центром передньої площини еліпсоїду відбувається зміщення тубусу на відповідну величину. Це показано на рисунку 2.26;

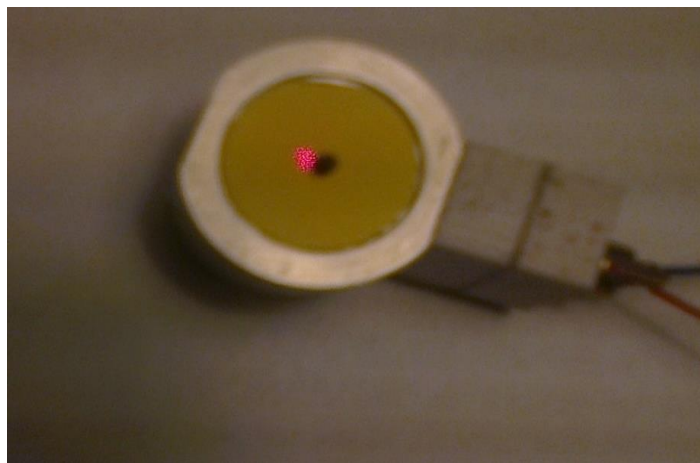


Рисунок 2.26. Зміщення крапки по осі X

- після встановлення крапки по осі Y, необхідно здійснити зміщення тубусу на вісь X, щоб крапка потрапила точно в центр передньої площини еліпсоїду. Даний крок показано на рисунку 2.27;

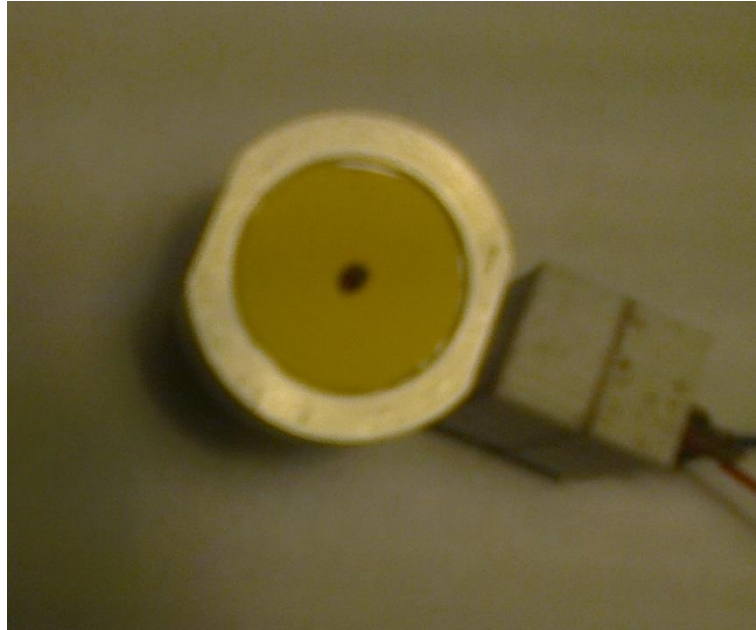


Рисунок 2.27. Повне накладання крапки з центром передньої фокальної площини

- після юстирування проводиться процес фіксації тубусу у заданому положенні.

2.6. Розробка алгоритму і коду керуючої програми

Для роботи приладу необхідно мати програму, яка є основою проектування приладу, бо саме завдяки їй мікроконтролер і керує всіма процесами, які виконуються у період роботи приладу. Програма для даного типу мікроконтролера, а саме Atmega 8, написана за допомогою програмного забезпечення Arduino IDE, яке дає змогу не лише прописувати код, а й відстежувати, які дані потрапляють на аналогові порти, і які дані і сигнали йдуть з цифрових портів.

Програмний код, за яким працює прилад, представлено в додатку Б.

Змінні, які використовуються для програмної реалізації алгоритму представлені в таблиці 2.6.

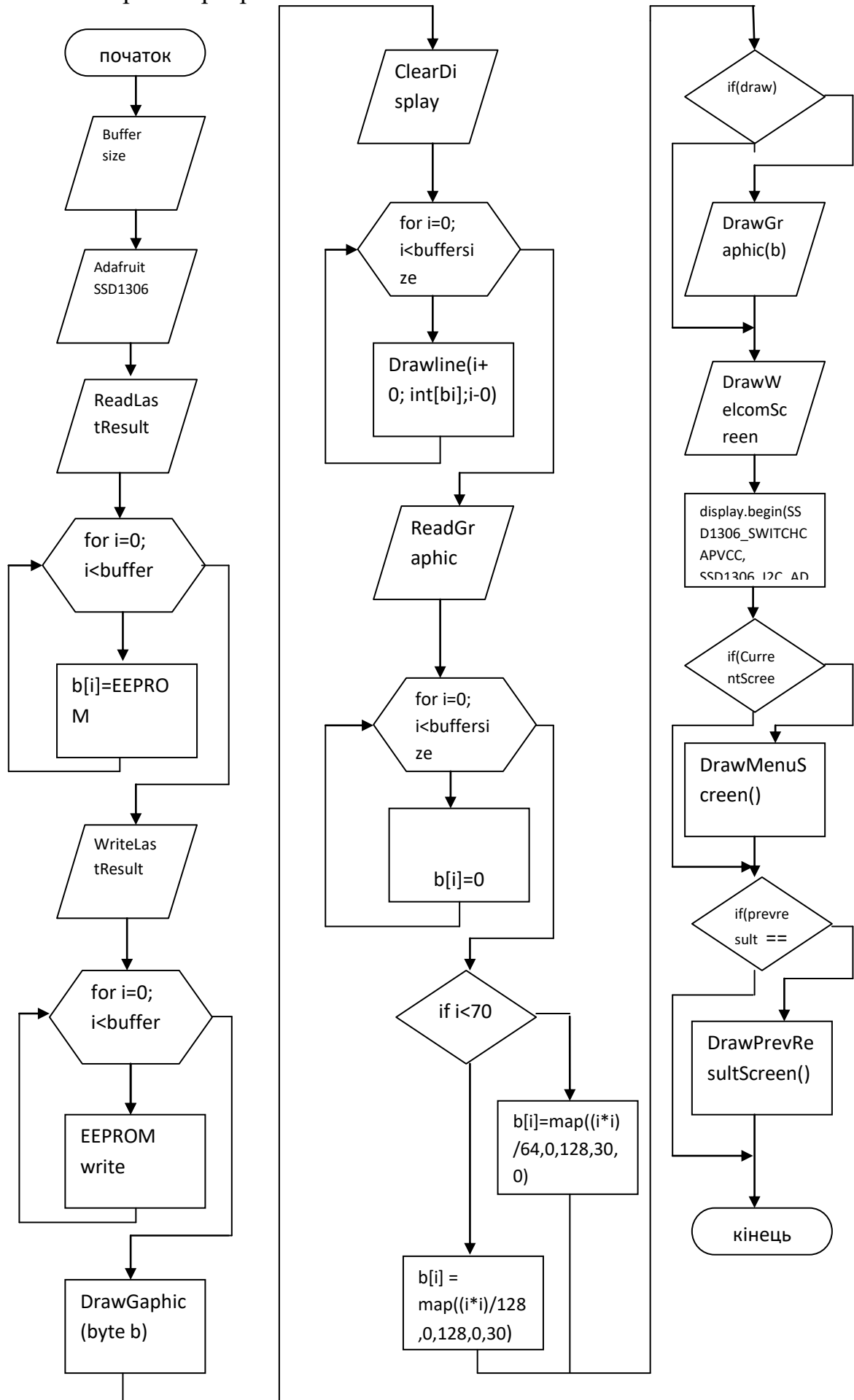
Таблиця 2.6 Таблиця змінних для коду

Назва змінної	Тип змінної	Призначення змінної
bufferSize	const int	Розмір буферу для зберігання даних
startAdress	int	Точка початку відрахунку
b	int	Змінна для зберігання даних
i	int	Лічильник циклу
A0	real	Змінна для зчитування аналогового сигналу
btn1	bool	Клавіша початку вимірювання
btn2	bool	Клавіша перегляду попереднього результату
map	math	Змінна для побудови графіку за допомогою математичних функцій

Вся програма займає 50%, тобто 1034 В, пам'яті мікроконтролера. Алгоритм у вигляді блок схеми для керуючої програми представлено нижче.

Для його реалізації використані наступні бібліотеки, які представлені в таблиці 2.7. Використані бібліотеки є стандартними, але для програмної реалізації були проведені деякі зміни в їхній реалізації.

Алгоритм програми



Таблиця 2.7 Таблиця використаних бібліотек

Назва бібліотеки	Призначення
SPI	Взаємодія контролеру із зовнішніми пристроями за допомогою послідовного периферійного інтерфейсу
Wire	Взаємодія мікроконтролера з пристроями по інтерфейсу I2C/TWI
EEPROM	Бібліотека запису в електричне перепрограмоване ПЗУ
Adafruit_GFX	Бібліотека для дисплеїв, яка надає базовий набір графічних примітивів
Adafruit_SSD1306	Робота з дисплеєм 0.96 Inch OLED I2C Display 128x64

Програма працює наступним чином: спочатку задається розмір буферу, де будуть зберігатися дані для побудови графіку залежності часу від концентрації глюкози в крові пацієнта. Далі прописується процес запам'ятовування останнього результату і запис його в EEPROM. Наступне, що виконується – це процес зчитування записаного результату з EEPROM. Після цього необхідно прописати процес зчитування сигналу з аналогового порту A0, і побудувати графік за отриманими точками, затримка між якими складає 39 мс.

Наступним кроком є написання процесу виведення на екран напису вітання “*Glucometer v1.0*”, і після затримки його протягом 2 секунд з’являється головне меню, в якому вказано: *btn1 Prev.result*, *btn2 Measurment*. Далі прописується процес виведення графіка на дисплей і запис його, як останнього результату.

Наступним є програмування клавіш на те, щоб при натисканні на першу клавішу, виводився попередній збережений результат, а при натисканні на другу клавішу починався процес вимірювання з виведенням графіку. Останнє, що прописано в програмі – це послідовне перемикання екранів між собою.

Висновки по II розділу

1. Було розроблено функціональну схему приладу, на основі якої в подальшому і було розроблено прилад для неінвазивної діагностики наявності глюкози в крові.
2. Розроблено конструкцію приладу з вибором всіх необхідних електронних і оптичних елементів, а саме: вибір електро-радіо елементів для електричної схеми, вибір приймачів випромінювання і джерела випромінювання, розробка і виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів.
3. Спроектовано і розроблено друковані плати з подальшим електро монтажем. Також показано процес складання приладу з виконанням юстирування оптичної схеми.
4. Розроблено алгоритм і керуючу програму для мікроконтролеру, з повним описом розробки програми.

ІІІ РОЗДІЛ. ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ І ОБРОБКА ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

3.1. Перевірка вихідних значень напруги на фотодіодах

Для перевірки вихідних значень напруги на фотодіодах, вони були підключені до схеми живлення за схемою, яка показана на рисунку 3.1.

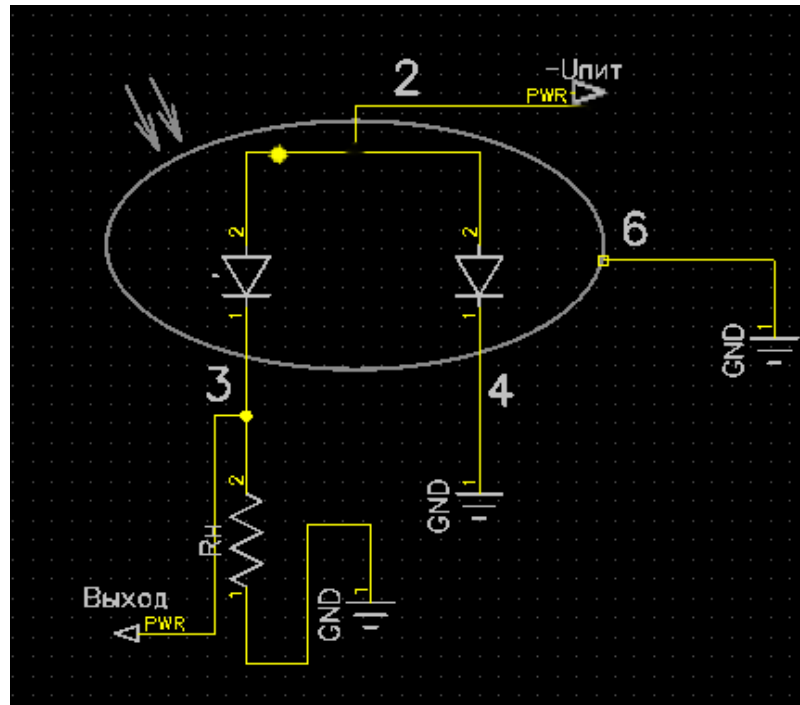


Рисунок 3.1. Схема підключення фотодіоду

Маючи два фотодіоди з різними оптичними параметрами, що викликано складністю технологічного процесу їх виготовлення, необхідно дізнатися, які саме вихідні параметри напруги можна з них отримати. Для цього було проведено процедуру виміру вихідних напруг з приймачів випромінювання при різній потужності лазерного випромінювання при різних умовах потрапляння цього випромінювання на фото чутливі елементи фотодіодів. Було зроблено тестову установку, яка показана на рисунку 3.2.

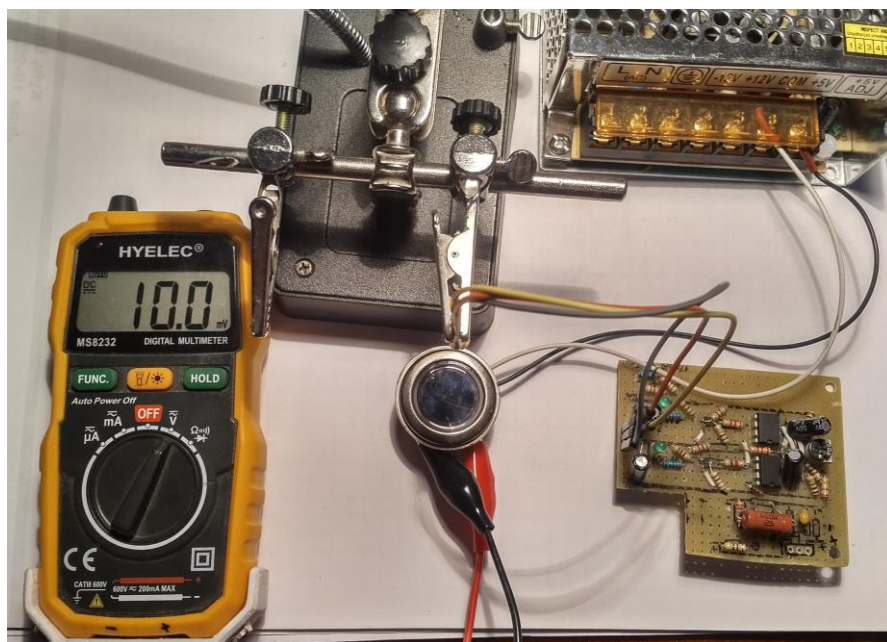


Рисунок 3.2. Експериментальна установка для дослідження вихідних параметрів фотодіодів

На штативі було встановлено лазерний діод на висоті 20 міліметрів від фото чутливого елементу фотодіоду. Вимірювання вихідних параметрів проводилося при нормальному освітленні і температурі в приміщенні 19 °С. Також необхідною умовою є те, що необхідно знати які саме вихідні параметри будуть, якщо повністю накрити фото чутливі елементи непрозорим матеріалом.

Всі отримані результати показані в таблицях 3.1 та 3.2. Як видно з отриманих значень, через різні початкові параметри фотодіодів, отримані абсолютно різні і вихідні параметри. Для того, щоб обидва фотодіоди виводили близькі за значенням величини було виконано перерахунок резисторів навантаження, і отримано різні їх значення. Отримані результати після підбору перерахованих резисторів навантаження представлені в таблицях 3.3 та 3.4. Значення напруги лазерного діоду наступні: 1.46 В, 1.42 В, 1.4 В, 1.38 В, 1.34 В. Знаючи робочий струм лазерного діоду можна визначити, яка саме потужність була на виході з випромінювача. Вихідна потужність діоду була наступна: 2.6 мВт, 2.556 мВт, 2.52 мВт, 2.48 мВт, 2.4 мВт.

Таблиця 3.1 Вихідні значення напруги першого фотодіоду

ФД 1 19.99В; відстань до лазерного діода - 20мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Накритий без фільтра	19.6мВ	18.5мВ	18 мВ	16.8мВ	16.5мВ
Накритий з фільтром	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ
Відкритий без фільтра	11.7 В	11.6 В	11 В	8.64 В	5.95 В
Відкритий з фільтром	0.271В	0.206В	0.18 В	0.132 В	0.103 В
Накритий без фільтра на пропускання	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ
Накритий з фільтром на пропускання	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ
Відкритий без фільтра на пропускання	0.96 В	0.5 В	0.4 В	0.19 В	0.13 В
Відкритий з фільтром на пропускання	0.28 В	0.26 В	0.23 В	0.16 В	0.097 В
Накритий без фільтра на відбиття	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ
Накритий з фільтром на відбиття	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ	16 мВ
Відкритий без фільтра на відбиття	0.4 В	0.33 В	0.3 В	0.18 В	0.14 В
Відкритий з фільтром на відбиття	0.13 В	0.118В	0.092В	0.088 В	0.075 В

Таблиця 3.2 Вихідні значення напруги другого фотодіоду

ФД 2 19.99В; відстань до лазерного діода - 20мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Накритий без фільтра	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ
Накритий з фільтром	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ
Відкритий без фільтра	8.58 В	9.97 В	10.58В	10.14 В	7.14 В
Відкритий з фільтром	50 мВ	38.6мВ	33 мВ	23.8мВ	18.7мВ
Накритий без фільтра на пропускання	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ
Накритий з фільтром на пропускання	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ
Відкритий без фільтра на пропускання	60 мВ	130 мВ	110мВ	64 мВ	50 мВ
Відкритий з фільтром на пропускання	20 мВ	11 мВ	13 мВ	7.1 мВ	5.7 мВ
Накритий без фільтра на відбиття	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ
Накритий з фільтром на відбиття	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ	0.2 мВ
Відкритий без фільтра на відбиття	1.48 В	0.9 В	0.5 В	0.35 В	0.2 В
Відкритий з фільтром на відбиття	37 мВ	26 мВ	24 мВ	15 мВ	11мВ

Таблиця 3.3 Вихідні значення напруги першого фотодіоду

ФД 1 19.99В; відстань до лазерного діода - 20мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Накритий без фільтра	0.016В	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В
Накритий з фільтром	0.016В	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В
Відкритий без фільтра	11.7 В	11.6 В	11 В	8.64 В	5.95 В
Відкритий з фільтром	0.271В	0.206В	0.180В	0.132В	0.103 В
Накритий без фільтра на пропускання	0.016 В	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В
Накритий з фільтром на пропускання	0.016В	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В
Відкритий без фільтра на пропускання	0.96 В	0.5 В	0.4 В	0.19 В	0.13 В
Відкритий з фільтром на пропускання	0.28 В	0.26 В	0.23 В	0.16 В	0.097 В
Накритий без фільтра на відбиття	0.016В	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В
Накритий з фільтром на відбиття	0.016В	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В
Відкритий без фільтра на відбиття	0.4 В	0.33 В	0.3 В	0.18 В	0.14 В
Відкритий з фільтром на відбиття	0.13 В	0.118В	0.092В	0.088В	0.075 В

Таблиця 3.4 Вихідні значення напруги другого фотодіоду

ФД 2 19.99В; відстань до лазерного діода - 20мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Накритий без фільтра	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В	0.016В
Накритий з фільтром	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В	0.016В
Відкритий без фільтра	11.3 В	11.1 В	10.58В	8.14 В	5.24 В
Відкритий з фільтром	0.250В	0.198В	0.154В	0.129 В	0.098В
Накритий без фільтра на пропускання	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В	0.016В
Накритий з фільтром на пропускання	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В	0.016В
Відкритий без фільтра на пропускання	0.86 В	0.43 В	0.34 В	0.11 В	0.1 В
Відкритий з фільтром на пропускання	0.2 В	0.23 В	0.19 В	0.11 В	0.089В
Накритий без фільтра на відбиття	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В	0.016В
Накритий з фільтром на відбиття	0.016В	0.016В	0.016В	0.016 В	0.016В
Відкритий без фільтра на відбиття	0.41 В	0.31 В	0.23 В	0.12 В	0.1 В
Відкритий з фільтром на відбиття	0.1 В	0.102В	0.089В	0.083 В	0.07 В

Отримані вихідні параметри дають можливість використовувати два фотодіоди на пропускання і відбиття, і незалежно від їхнього розміщення в корпусі приладу, а саме незалежно від їхніх посадкових місць, можна буде стверджувати, що при заміні фотодіода, що використовується на відбиття, на фотодіод, що використовується на пропускання, і навпаки, отримані вихідні

параметри, а отже і сам результат дослідження буде однаковим, чого і треба було досягти.

3.2. Калібрування і налаштування приладу

Для калібрування приладу було приготовано три розчини з різними концентраціями глюкози, а саме 3 ммоль/л, 7.5 ммоль/л та 33 ммоль/л. Як видно для калібрування було обрано мінімально можливе значення глюкози в крові людини, а також максимальне, що колись було зареєстровано.

Мензурки з кварцового скла були наповнені приготованими розчинами у однаковому об'ємі задля точності отриманих вихідних характеристик. Розмістивши готові зразки у корпусі приладу було проведене почергове вимірювання вихідних даних для двох фотодіодів, як на пропускання так і на відбиття. Отримані дані представлені в таблицях 3.5 – 3.10. Також слід зазначити, що потужність оптичного випромінювання не змінювалася, а залишалася на попередніх налаштуваннях.

Таблиця 3.5 Вихідні значення напруги першого фотодіоду для концентрації 3ммоль/л

ФД 1 19.99В; відстань до об'єкта - 27мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Без фільтра на пропускання	0.46 В	0.4 В	0.34В	0.27 В	0.18 В
З фільтром на пропускання	0.38 В	0.36 В	0.33 В	0.26 В	0.17 В
Без фільтра на відбиття	5.4 В	5.33 В	5.3 В	5.18 В	5.14 В
З фільтром на відбиття	4.13 В	4.118 В	4.092В	4.088В	4.075 В

Таблиця 3.6 Вихідні значення напруги другого фотодіоду для концентрації 3ммоль/л

ФД 2 19.99В; відстань до об'єкта - 27мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Відкритий без фільтра на пропускання	0.56 В	0.33 В	0.24 В	0.1 В	0.09 В
Відкритий з фільтром на пропускання	0.32 В	0.29 В	0.25 В	0.18 В	0.107В
Відкритий без фільтра на відбиття	5.41 В	5.31 В	5.23 В	5.12 В	5.1 В
Відкритий з фільтром на відбиття	4.1 В	4.102В	4.089В	4.083 В	4.07 В

Таблиця 3.7 Вихідні значення напруги першого фотодіоду для концентрації 7.5 ммоль/л

ФД 1 19.99В; відстань до об'єкта - 27мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Без фільтра на пропускання	0.36 В	0.3 В	0.24В	0.17 В	0.08 В
З фільтром на пропускання	0.28 В	0.26 В	0.23 В	0.16 В	0.07 В
Без фільтра на відбиття	3.6 В	3.2 В	3 В	2.87 В	2.5 В
З фільтром на відбиття	2.13 В	2 В	1.45В	1.2В	0.99 В

Таблиця 3.8 Вихідні значення напруги другого фотодіоду для концентрації 7.5 ммоль/л

ФД 2 19.99В; відстань до об'єкта - 27мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Відкритий без фільтра на пропускання	0.46 В	0.43 В	0.14 В	0.087 В	0.065 В
Відкритий з фільтром на пропускання	0.29 В	0.23 В	0.2 В	0.1 В	0.076В
Відкритий без фільтра на відбиття	3.35 В	3.1 В	2.23 В	2.12 В	2.05 В
Відкритий з фільтром на відбиття	2.1 В	2.102В	2.04В	2 В	1.57 В

Таблиця 3.9 Вихідні значення напруги першого фотодіоду для концентрації 33 ммоль/л

ФД 1 19.99В; відстань до об'єкта - 27мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Без фільтра на пропускання	0.16 В	0.1 В	0.05В	0.012 В	0.003 В
З фільтром на пропускання	0.1 В	0.05 В	0.012 В	0.007 В	0.0015 В
Без фільтра на відбиття	2.1 В	1.45 В	1.2 В	1.07 В	0.95 В
З фільтром на відбиття	1.78 В	1.32 В	1.1В	0.82 В	0.45 В

Таблиця 3.10 Вихідні значення напруги другого фотодіоду для концентрації 33 ммоль/л

ФД 2 19.99В; відстань до об'єкта - 27мм	36 Ом 1.46 В	43 Ом 1.42 В	47 Ом 1.4 В	56 Ом 1.38 В	62 Ом 1.34 В
Відкритий без фільтра на пропускання	0.22 В	0.15 В	0.104В	0.047 В	0.015 В
Відкритий з фільтром на пропускання	0.16 В	0.107В	0.08 В	0.032 В	0.01В
Відкритий без фільтра на відбиття	2.15 В	1.97 В	1.63 В	1.22 В	1.04 В
Відкритий з фільтром на відбиття	1.43 В	1.007В	0.87В	0.69 В	0.37 В

З представлених таблиць видно, що не дивлячись на різну концентрацію розчинів, отримані результати зберігають одну й ту ж залежність, а саме при зменшенні потужності лазерного випромінювання йде лінійне зменшення вихідної напруги з приймачів випромінювання. Отже, встановлені оптичні елементи відпрацьовують вірно. Однак при такій фіксації вихідних параметрів є один недолік, а саме те, що при спостереженні за напругою видно, що її значення поступово зростає до певної точки, а потім йде різкий спад. Пікове значення занесене до таблиць, але виходячи з вище сказаного виникає складність у побудові графіків залежності вихідної від часу. Також з отриманих значень видно, що при збільшенні концентрації глюкози в розчині спостерігається падіння вихідної напруги з фотоприймачів, що дає нам право стверджувати, що чим вища буде

концентрація глюкози в крові пацієнта, тим графік залежності буде проходити нижче від еталонного значення.

3.3. Методика використання приладу

У цьому підпункті буде описано методику, за якою користувач зможе провести діагностику наявності глюкози в крові.

Першим кроком є увімкнення приладу за допомогою кнопки ввімкнення розташованої на корпусі блоку керування і обробки інформацією.

Після ввімкнення живлення приладу на екрані з'являється вікно вітання, що показано на рисунку 3.3.



Рисунок 3.3. Вікно увімкнення приладу

Дане вікно затримується на екрані дві секунди, після чого з'являється вікно з вибором наступного кроку, а саме перегляд попереднього результату або проведення вимірювання. Це зображено на рисунку 3.4.

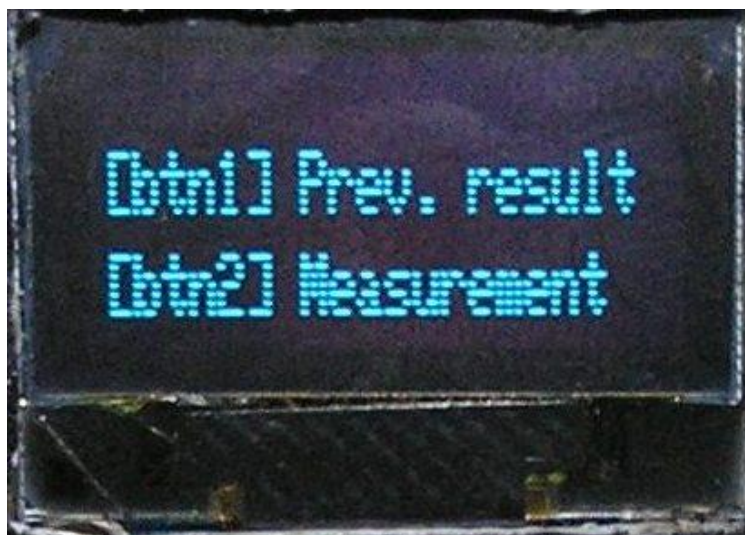


Рисунок 3.4. Меню вибору

Наступним кроком є розміщення біологічного об'єкта (пальця) у корпусі приладу. Після чого, для виконання виміру, натискається кнопка, яка відповідає за пункт меню проведення вимірювання. Далі протягом 5 секунд виконується діагностика, що супроводжується виведенням на екрані приладу графіка залежності напруги з фотоприймачів від часу. Це показано на рисунку 3.5.

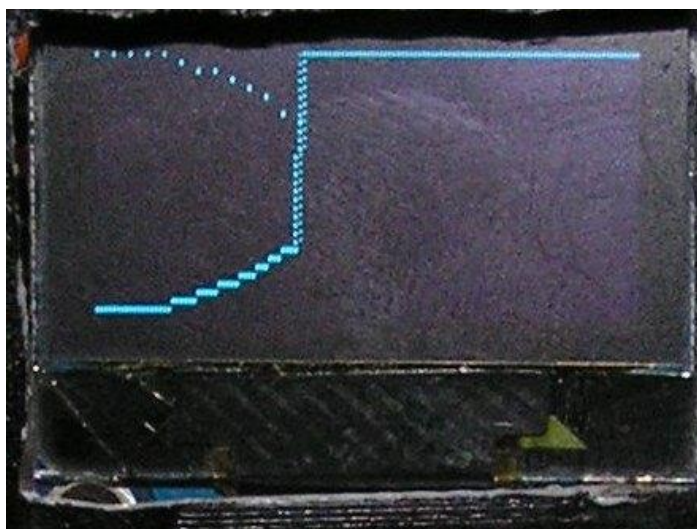


Рисунок 3.5. Графіки залежності напруги від часу

Після завершення вимірювання на екрані знову з'являється меню вибору. Для перегляду останнього зробленого виміру необхідно натиснути на

клавішу, яка відповідає за пункт меню перегляд попереднього результату. Це показано на рисунку 3.6.

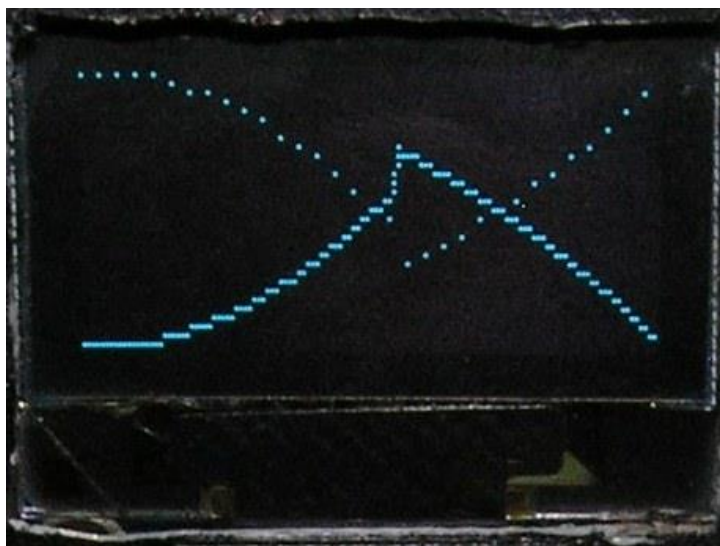


Рисунок 3.6. Перегляд попереднього результату

Висновки по III розділу

1. Було розглянуто процедуру проведення перевірки вихідних параметрів фотоприймачі за допомогою розробленої еспериментальної установки.
2. Проведено калібрування і налаштування приладу за допомогою трьох різних розчинів, а саме 3 ммоль/л, 7.5 ммоль/л та 33 ммоль/л.
3. Описано методику роботи з приладом.

IV РОЗДІЛ. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ

4.1 Мета та завдання розділу

Розділ магістерських дисертацій «Розроблення стартап-проекту» присвячено реалізації першого етапу розроблення стартап-проекту, а саме висвітленню маркетингових аспектів створення стартапу: відбору ідей, створенню концепції продукту, визначення перспектив ринкової реалізації проекту та розроблення маркетингової стратегії. Розділ є завершальною частиною магістерської дисертації і виконується у вигляді оцінювання можливостей та формування заходів із ринкового впровадження інноваційних пропозицій магістранта.

Метою розділу є формування інноваційного мислення, підприємницького духу та формування здатностей щодо оцінювання ринкових перспектив і можливостей комерціалізації основних науково-технічних розробок, сформованих у попередній частині магістерської дисертації у вигляді розроблення концепції стартап-проекту в умовах висококонкурентної ринкової економіки глобалізаційних процесів.

Завдання розділу полягає в маркетинговому аналізі перспектив реалізації запропонованих магістрантом науково-технічних рішень та пропозицій, оцінювання можливостей їх ринкового впровадження.

Під час виконання розділу студенти мають продемонструвати **знання:**

- сутності та особливостей ринку інноваційної продукції, його інституціональних складових;
- алгоритму комерціалізації науково-технічних рішень та розробок; особливостей поведінки споживачів інноваційної продукції;
- засад, етапів та принципів маркетингового ситуаційного аналізу ринку;
- основних груп ринкових факторів, що формують можливості та загрози для реалізації стартап-проекту;
- засади пошуку інформації для проведення ринкового аналізу;

- потенційно можливі джерела фінансування стартап-проекту, їх сильні та слабкі сторони;
 - складові та алгоритм розробки ринкової стратегії стартап-проекту;
- уміння:**
- використовувати ринково-орієнтований економічний підхід до вирішення науково-технічних завдань;
 - аналізувати ринкове середовище для стартап-проектів із зазначенням факторів впливу;
 - будувати ієрархію факторів із зазначенням сутнісних зв'язків між ними, міри та характеру впливу на стан ринку науково-технічних інноваційних розробок;
 - розробляти заходи з комерціалізації стартап-проекту;
 - формувати систему складових маркетингової стратегії для стартап-проектів;
 - управління взаємодією учасників стартап-проекту.
 - визначати доцільні форми впливу стартап-компанії на ринок відповідно до проведеного аналізу стану ринку із урахуванням специфіки його функціонування.
 - проводити порівняльний аналіз переваг та недоліків різних стартап-проектів.

4.2 Зміст розділу

Розділ має на меті проведення маркетингового аналізу стартап проекту задля визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямів реалізації цього впровадження. Проведення маркетингового аналізу передбачає виконання нижченаведених кроків. Етапи маркетингового аналізу стартап-проекту:

4.3 Опис ідеї проекту

В межах підпункту слід послідовно проаналізувати та подати у вигляді таблиць:

- зміст ідеї (що пропонується);

- можливі напрямки застосування;
- основні вигоди, що може отримати користувач товару (за кожним напрямком застосування);
- чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників;

4.3.1. Перші три пункти подаються у вигляді таблиці (табл. 4.1) і дають цілісне уявлення про зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується нове технічне рішення для діагностики наявності глюкози в крові неінвазивним методом	Медичне діагностичне обладнання	Зниження механічних пошкоджень шкірного покриву, точність і швидкість отриманого результату, що порівнюється з вже існуючими приладами

Одна із основних відмінностей, що закладена в представлене технічне рішення, є проблема з якою зіштовхуються хворі на діабет, а саме проведення вимірювання наявності глюкози в крові з механічним пошкодженням шарів шкіри для забору крові і аналізу отриманого зразку.

4.3.2. Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає:

- визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводиться збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;

- проводиться порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 4.2).

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Технічно-економічні характеристики ідеї	Товари/концепції конкурентів			W	N	S
		Мій проект	Конкурент 1 (2-зондовий метод)	Конкурент 2 (4-зондовий метод)			
1.	Кількість приймачів випромінювання	2	1	1	Більша собівартість виробництва	Можливість вибору, який саме сигнал приймати	Можливість комбінації обох приймачів
2.	Вимоги до досліджуваного об'єкта	Будь-яка площа поперечного перетину	Площа лише визначених розмірів	-	Необхідність передбачення цієї особливості в конструкції	Фіксація об'єкту у визначеному положенні	Можливість проводити дослідження для різних вікових груп
3.	Простота реалізації	Складна	Проста	Проста	Необхідність у специфічних технологічних процесах	Необхідність попереднього налаштування обладнання	Неможливість відтворення конструкції конкурентами
5.	Інвазивність	Неінвазивний	Інвазивний	Інвазивний	Точність отриманих результатів нижча	Необхідність у підготовці досліджуваних	Безболісність
6.	Вартість ремонту	Визначається типом устаткування	Визначається типом устаткування	Визначається типом устаткування	Можливість поломки, нестабільності роботи	Необхідність проведення сервісного ремонту	Простота в обслуговуванні і ремонті

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

4.4. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару).

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (табл. 4.3):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/добробити?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Дослідження наявності глюкози в крові пацієнта	Лабораторна установка, використання комп'ютерного ПЗ	Лабораторна установка розроблена, ПЗ розроблено	Доступно
2	Встановлення аналітичної залежності	Методи математичного аналізу, статистики	Розроблена методика обрахунку та аналізу	Методика описана в літературі
3	Загальна доступність методики виміру рівня глюкози	Лабораторна установка	Розроблена	Доступна
4	Розробка приладу, на основі проведених досліджень	Технологія 3D моделювання та друку, механічна обробка, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Доступна

Висновок: згідно з даними наведеними в таблиці 4.3 можна зробити висновок, що можливість технологічної реалізації даного проекту досить висока. Оскільки, технології, що використовуються при розробці продукту доступні.

4.5. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

4.5.1. Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 4.4).

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од.	4 GlucoTrack, Омелон, FreeLife, Accu-Check
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	5000
3	Динаміка ринку	Зростає
4	Наявність обмежень для входу	Висока конкуренція
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на медичні дослідження. Додаткові випробування (клінічні/доклінічні). Вимоги щодо безпечності та нешкідливості
6	Середня норма рентабельності в галузі, %	45-50%

За результатами аналізу даної таблиці можна зробити висновок, що вітчизняний ринок медичної апаратури за попереднім оцінюванням, за умови наявності сертифікованого дозволу на впровадження медичних досліджень, є привабливим для входження: високий попит споживачів на продукцію

вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

4.5.2. Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Товар дає змогу вимірювати концентрацію глюкози в крові неінвазивним методом	Всі вікові аудиторії населення	Основні критерії, що впливають на поведінку потенційних клієнтів: Якість продукту; Доступність; Точність; Легкість у використанні; Особливості лікувального впливу; Рівень реклами; Рентабельність.	- зручність у використанні; - надання сервісних послуг, консультації щодо роботи приладу

4.5.3. Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. №№ 4.6-4.7). Фактори в таблиці подавати в порядку зменшення значущості.

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Конкуренція	Велика кількість компаній по розробці схожих приладів	Показати переваги приладу над іншими серійними приладами
2	Ціна	Можлива висока вартість приладу	Зниження вартості виробництва

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Технологія виробництва	Використання нових технологічних засобів при виробництві приладу	Розробка приладу з використанням нових технологій виробництва і можливість продажу використаних технологій
2	Застосування нових наукових досягнень	Впровадження наукових відкриттів у розробку приладу	Внесення сучасних методів і матеріально-технічної бази у конструкцію приладу

4.5.4. Надалі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.8).

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
1. Олігополія	Присутній взаємозв'язок з фірмами, що випускають подібні прилади	Випуск продукції і моніторинг ринку конкурентів за цінами
2. Локальний	Випуск продукції зосереджений у певній зоні	Зайняти ту частину ринку, на якій продукція в даній зоні є найбільш необхідним
3. Внутрішньогалузева	Прилад є вузькоспеціалізованим	Якість приладу повинна бути на високому рівні
4. Товарно-видова	Велика кількість приладів	Підтримувати на відповідному рівні ціну приладу
5. Нецінова	Вдосконалення якості продукції та умов її продажу.	Зміни у виробництві; додаткові витрати, підвищення рівня довіри клієнтів.
6. Не марочна	Конкурентні компанії пропонують подібний продукт.	Зниження цін на товар; концентрація діяльності на якісну зміну продукту. Створення власної торгової марки.

4.5.5. Після аналізу конкуренції проводиться більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (табл. 4.9).

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Компанії з виробництва приладів для інвазивної діагностики FreeLife, Ассі-Check	Наявність товарних знаків; Гнучкі ціни; Розміри капіталовкладень;	Змінні витрати постачальників; Концентрація постачальників;	<ul style="list-style-type: none"> Обсяг закупівель; Система інформації; Торговельні знаки 	<ul style="list-style-type: none"> Цінова політика; Лояльність споживачів
Висновки	Конкурентна боротьба на високому рівні	Вихід на ринок можливий, але є ймовірність високої конкуренції, так як відомі компанії вийдуть на ринок у більш короткі строки	Постачальники не мають великого впливу на випуск продукції	Клієнтам необхідно подавати інформацію про прилад у зрозумілій формі	Товари-замінники можуть сповільнити продаж продукції

За результатами аналізу таблиці 4.9 можна зробити висновок, що в даного проекту є всі можливості роботи на ринку, але якщо правильно співставити його з товарами конкурентів. Також проект повинен якісно відрізнятися від проектів-конкурентів (забезпечувати точність виміру з можливістю аналізу, бути мобільним та доступним споживачам, забезпечувати комплексний підхід).

4.5.6. На основі аналізу конкуренції, проведеного в п. 4.5.5 (табл. 4.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 4.2), вимог споживачів до товару (табл. 4.5) та факторів маркетингового середовища (табл. № 4.6-4.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 4.10.

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Рівень концентрації	Висока щільність виробників однотипної продукції
2	Бар'єри проникнення	Конкуренти мають більші капіталовкладення в зв'язку з потужнішою спонсорською базою
3	Наявність торговельних знаків	Наявність торговельних знаків значно знижує можливість випуску продукції без їхньої присутності

4.5.7. За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 4.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 4.11).

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Оптичного неінвазивного глюкометра»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів у порівнянні з «Tredex»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Рівень концентрації	11		+					
2	Бар'єри проникнення	8			+				
3	Наявність торговельних знаків	16	+						
4	Ціна	5				+			

За даними таблиць 4.10 та 4.11 можна зробити висновок, що даний проект має достатню кількість сильних сторін і є конкурентоспроможним.

4.5.8. Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 4.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 4.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не

є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: <ul style="list-style-type: none"> • нові технології • наукові удосконалення • конкурентно спроможність 	Слабкі сторони: <ul style="list-style-type: none"> • відсутність торгівельних знаків • занадто висока ціна продукту
Можливості: <ul style="list-style-type: none"> • технологія виробництва • застосування нових наукових досягнень 	Загрози: <ul style="list-style-type: none"> • висока конкуренція • ціна вища за середньо ринкову

4.5.9. На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 4.9, аналіз потенційних конкурентів).

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 4.13).

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтованій комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Збільшення виробничих сил.	Отримання нових промислових місць	3-4 місяці
2	Зниження ціни собівартості	Закупівля дешевших матеріалів, але такої ж якості	4-6 місяців
3	Патентування торгівельних марок	Оформлення та отримання патентів на торгівельні марки	7-12 місяців

На основі аналізу, таблиці 4.13 можна зробити висновок: з зазначених альтернатив обираємо першу, оскільки для даної альтернативи отримання ресурсів є найбільш простим та надійним, строки реалізації – найкоротші.

4.6 Розроблення ринкової стратегії проекту

4.6.1. Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 4.14).

Таблиця 4. 14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис цільової потенційних клієнтів профілю групи	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
1	Пацієнти всіх вікових груп	Готовність висока	Попит високий 50-70%	Конкуренція висока	Можуть бути складнощі
2	Приватні медичні заклади	Готові, за умов наявності доказової бази	Попит нижче середнього 30-35%	Конкуренція в межах середнього	Простота входу присутня, але за наявності правильного маркетингу

За результатами аналізу потенційних груп споживачів (сегментів) автори ідеї обирають цільові групи, для яких вони пропонуватимуть свій товар, та визначають стратегію охоплення ринку:

- якщо компанія зосереджується на одному сегменті – вона обирає стратегію концентрованого маркетингу;
- якщо працює із кількома сегментами, розробляючи для них окремо програми ринкового впливу – вона використовує стратегію диференційованого маркетингу;
- якщо компанія працює із всім ринком, пропонуючи стандартизовану

програму (включно із характеристиками товару/послуги) – вона використовує масовий маркетинг.

4.6.2. Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку (табл. 4.15).

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможності позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Стратегія лідерства по витратам	Стратегія концентрованого маркетингу	<ul style="list-style-type: none"> Вартість виробу; Сегмент ринку 	Стратегія спеціалізації

4.6.3. Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

4.6.4.

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, аби забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурентів, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Проект є новим, але не першим у своєму роді	Компанія буде знаходити нових клієнтів, а також «переманювати» їх у конкурентів	Товар буде унікальним на представленому ринку	Стратегія виклику лідера

4.6.4. На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. табл. 4.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 4.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 4.17). що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу

асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п / п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспромож ні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформулювати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	<ul style="list-style-type: none"> Низька вартість Ергономічність Якісний сервіс 	Стратегія позиціонування за трьома ознаками	<ul style="list-style-type: none"> Неінвазивне вимірювання цукру Зручний інтерфейс користувача 	<ul style="list-style-type: none"> Конкурентне є становище на ринку товарів

Результатом виконання підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначає напрями роботи стартап-компанії на ринку.

4.7 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

4.7.1. Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 4.18 потрібно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вимога, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Низька вартість	Співвідношення ціна-якість	Низька вартість виробництва
2	Безболісне вимірювання	Вимірювання цукру без механічних пошкоджень	Застосування нових наукових відкриттів

4.7.2. Надалі розробляється трирівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 4.19).

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Вимога застосування безболісних методів і швидкодія вимірювання		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	Економічні	Вартість обслуговування	Відносно невисока
	Ергономічні	Зручність управління	Зручне
	Транспортабельні	Мобільність	Мобільне устаткування
	Якість: патент на корисну модель, технічний регламент щодо медичних виробів.		
	Пакування: коробка з гофрокартону і ПВХ бульбашок		
	Марка: Оптичний неінвазивний глюкометр		
III. Товар із підкресленням	До продажу: акційні знижки, консультації кваліфікованими спеціалістами		
	Після продажу: сервісне і гарантійне обслуговування		
Патентування винаходу, промислового зразку і торгової марки			

Після формування маркетингової моделі товару слід особливо відмітити – чим саме проект буде захищено від копіювання. Захист може бути організовано за рахунок захисту ідеї товару (захист інтелектуальної власності), або ноу-хау, чи комплексне поєднання властивостей і характеристик, закладене на другому та третьому рівнях товару.

4.7.3. Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субституту, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 4.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	GluckoTrack	1500 грн.	3200-20000 грн.	900 грн.
	Омелон А1	7000 грн.		4500 грн.

4.7.4. Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 4.21):

- проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
- вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
- вибір та обґрунтування виду посередників.

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Збут власними силами	<ul style="list-style-type: none"> • Продаж • Надання гарантійного і післягарантійного обслуговування 	Канал нульового рівня (без посередників)	Збут за власною системою

4.7.5. Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 4.22).

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Клієнтам потрібна висока якість низьку ціну	Формальні/неформальні канали комунікацій	• Позиція мінімальної вартості;	• Донести до споживачів, що вони потребують цей товар	SMM

Результатом пункту 4.7 є ринкова (маркетингова) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

Висновки по IV розділу

На основі проведеного аналізу можна зробити наступні висновки:

1. Можливість ринкової комерціалізації проекту досить висока, оскільки наявний високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; позитивна динаміка ринку медичного обладнання; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

2. В даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. Він якісно відрізняється від проектів-конкурентів, має достатню кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним.

3. Для даного проекту обрано альтернативу (варіант) впровадження - збільшення виробничих сил з метою розширення промислових баз. Оскільки для даного варіанту, отримання ресурсів є найбільш простим та надійним, строки реалізації – найкоротші.

Враховуючи високий попит споживачів, позитивну динаміку ринку медичної апаратури, низьку інтенсивність конкуренції та якісні відмінності даного продукту від продуктів конкурентів, вважаю доцільною подальшу імплементацію проекту.

Висновки

У представленій магістерській дисертації було виконано наступне:

- проведено аналіз літературних джерел за темою дисертації, приведено, для прикладу, існуючі патенти, а також розглянуто сучасні прилади для неінвазивної діагностики наявності глюкози в крові;
- приведено розроблений технологічний процес виготовлення та складання приладу, включаючи опис процесу виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів, розробку моделей деталей приладу, вибір приймачів і джерела випромінювання, розробку схеми електричної принципової, а також написання керуючої програми для роботи всього приладу;
- виконано перевірку вихідних параметрів фотоприймачів, їх підлаштування для коректної роботи, за допомогою зібраної експериментальної установки, описано процес калібрування приладу за допомогою різних розчинів глюкози;
- розглянуто методику використання приладу з покроковою інструкцією роботи з ним;
- розроблено стартап-проект, з якого видно, що ідея даного приладу має досить високі шанси на комерційну реалізацію з виходом на ринок, а також має можливість конкурувати з вже існуючими на даний момент технічними рішеннями.

Список використаних літературних джерел

1. John L. Smith, Ph. D. The Pursuit of Noninvasive Glucose, 4 Edition, p. 192 2015.
2. O Amir, D Weinstein, M.D. Silviu Zilberman, M. Less, D. Perl-Treves, H. Primack, A. Weinstein, E. Gabis, B. Fikhte, and A. Karasik, "Continuous non-invasive glucose monitoring technology based on occlusion spectroscopy," *Journal of Diabetes Science and Technology*, vol.1, no.4, pp. 463–469, July 2007
3. Lambert, J. L.; Morookian, J. M.; Sirk, S. J.; Borchert, M. S. *Journal of Raman Spectroscopy* 2002, 33, 524-529.
4. O. Abdullah, A. Bolz, J. Hansmann, H. Walles and T. Hirth —Design of a Compact Multi-Sensor System for Non-Invasive Glucose Monitoring Using Optical Spectroscopy || IEEE proceedings-jan 11-2013.
5. Tuchin V.V. (ed.) [Handbook of Optical Sensing of Glucose in Biological Fluids and Tissues]. CRC Press, Taylor & Francis Group, London (2009).
6. Prof. Mrs. A. A. Shinde "Non Invasive Blood Glucose Measurement using NIR technique based on occlusion spectroscopy" *International Journal of Engineering Science and Technology (IJEST)*-2011
7. Abdallah O., Bolz A., Hansmann J., Mertsching H. "IR-spectroscopy vs. Raman scattering by measurement of glucose concentration," in *Laser Applications in Life Sciences*, Matti Kinnunen; Risto Myllylä; Eds., Proc. SPIE 7376, 73760B-1–11 (2010).
8. Neeraj Kumar Sharama, Sukhwinder Singh "Designing a Non-invasive Blood Glucose Measurement Sensor" IEEE-2012
9. B. Paul, M.P. Manuel, Z.C. Alex, "Design and development of non-invasive blood glucose measurement system", *Physics and Technology of Sensors (ISPTS), 2012 1st International Symposium, Pune, India, 7-10 March 2012*, pp.43 – 46
10. Pelletier, C. C.; Lambert, J. L.; Borchert, M. *Applied Spectroscopy* 2005, 59, 1024-1031

- 11.Sergey Krivenko, Anatolli Pulavskiy —Accuracy improvement of non-invasive determination of glucose concentration in human blood|| vol-5 IEEE-19 Feb 2013
- 12.Неинвазивные глюкометры без забора крови (Омелон, Glucotrack): отзывы, инструкции. (Дата оновлення: 23.05.2017) Режим доступу :<http://diabethelp.org/izmeryaem/neinvazivnyj-glyukometr.html>
- 13.E. Guevaraand, F. J. Gonzalez — Joint Optical-electrical Technique for non-invasive glucose monitoring || IEEE-OCT 2010: 2:212-219.
- 14.Belotserkovsky E. Optical non-invasive blood monitoring system and method // Patent №. 8,326,390 B2. – USA. – December 4, 2012
- 15.Jamie A. Castano OPTICAL METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING BLOOD GLUCOSE LEVELS // Patent № 6,113,537. – USA. – September 6, 2000
- 16.Martin Hunter, Annika Enejder RAMAN SPECTROSCOPY FOR NON INVASIVE GLUCOSE MEASUREMENTS // Patent № 8,355,767 B2. – USA. – January 15, 2013
- 17.Jonathan Gerlitz, Petach Tikva NON-INVASIVE GLUCOMETER // Patent № 7,308,293 B2. – USA. – December 11, 2007

ДОДАТКИ

Додаток А

Код програми

```
#include <SPI.h>
#include <Wire.h>
#include <EEPROM.h>
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_SSD1306.h>

const int bufferSize = 128;
int startAddress = 0;
Adafruit_SSD1306 display(4);
byte b[bufferSize];
enum screenSate { Menu, PrevResult,
Measurement };
volatile screenSate CurrentScreen =
Menu;
void ReadLastResultToBuffer(){
  for (int i = 0; i < bufferSize; i++){
    b[i] = EEPROM.read(i);
  }
}
void WriteLastResult(byte b[]){
  for (int i = 0; i < bufferSize; i++){
    EEPROM.write(i, b[i]);
  }
}
void DrawGraphic(byte b[]){
  display.clearDisplay();
  for (int i = 0; i < bufferSize-1; i++){
    display.drawLine(i+0, (int)b[i], i+1,
(int)b[i+1], WHITE);
  }
```

```
display.display();
}
void ReadGraphic(bool draw){
  for (int i = 0; i < bufferSize; i++){
    b[i] = 0;
  }
  for (int i = 0; i < bufferSize; i++){
    //b[i] = analogRead(A0)/32;
    //16+sin(i/5)*7;
    if(i < 70){
      b[i] = map((i*i)/64,0,128,30,0);
    }else{
      b[i] = map((i*i)/128,0,128,0,30);
    }
    if(draw){
      DrawGraphic(b);
    }
    delay(39);
  }
}
void DrawWelcomScreen() {
  display.clearDisplay();
  display.setTextColor(WHITE,
BLACK);
  display.setCursor(20, 15);
  display.print("Glucometer v1.0");
  display.display();
}
void DrawMenuScreen() {
  display.clearDisplay();
```

```

    display.setTextColor(WHITE,
BLACK);

    display.setCursor(5, 10);
    display.print("[btn1] Prev. result");
    display.setCursor(5, 21);
    display.print("[btn2] Measurement");
    display.display();
}

void DrawPrevResultScreen() {
    ReadLastResultToBuffer();
    delay(20);
    DrawGraphic(b);
    delay(5000);
    CurrentScreen = Menu;
}

void DrawMeasurementScreen() {
    ReadGraphic(true);
    delay(1000);
    WriteLastResult(b);
    CurrentScreen = Menu;
    delay(5000);
}

void SetPrevResultScreen(){
    CurrentScreen = PrevResult;
    delay(100);
}

void SetMeasurementScreen(){
    CurrentScreen = Measurement;
    delay(100);
}

```

```

void setup() {

    display.begin(SSD1306_SWITCHCA
PVCC,    SSD1306_I2C_ADDRESS,
false);

    display.setTextSize(1);
    attachInterrupt(0,
SetMeasurementScreen, FALLING);
    attachInterrupt(1,
SetPrevResultScreen, FALLING);
    DrawWelcomScreen();
    delay(2000);
    CurrentScreen = Menu;
}

bool screenChanged;

void loop() {
    if(CurrentScreen == Menu){
        DrawMenuScreen();
    }else
    if(CurrentScreen == PrevResult){
        DrawPrevResultScreen();
    }else
    if(CurrentScreen == Measurement){
        DrawMeasurementScreen();
    }
}

```